

Christian Richter

Methodische Untersuchungen zum Einfluss der  
Rekonstruktionsalgorithmen bei der dosimetrischen  
Bewertung von Nuklidtherapien

## **Diplomarbeit**

HOCHSCHULE MITTWEIDA

---

UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES

Fakultät:

Mathematik/Naturwissenschaften/Informatik

Mittweida, 2010

Christian Richter

Methodische Untersuchungen zum Einfluss der  
Rekonstruktionsalgorithmen bei der dosimetrischen  
Bewertung von Nuklidtherapien

eingereicht als

**DIPLOMARBEIT**

an der

**HOCHSCHULE MITTWEIDA**

---

**UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES**

Fakultät: Mathematik/Naturwissenschaften/Informatik

In Zusammenarbeit mit der Klinik und Poliklinik für  
Nuklearmedizin des Universitätsklinikums Leipzig

Mittweida, 2010

Erstprüfer: Prof. Dr. Ralf Hinderer

Zweitprüfer: Priv.-Doz. Dr. rer. nat. habil. Jürgen Petzold

Vorgelegte Arbeit wurde verteidigt am:

## Danksagung

An dieser Stelle möchte ich die Gelegenheit wahrnehmen und mich bei allen bedanken, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit unterstützt haben. Mein besonderer Dank gilt:

- Meinem Gott, ohne dessen Güte alles Erreichte nicht möglich gewesen wäre. Durch seine Unterstützung ist diese Diplomarbeit entstanden und bin ich, was ich bin.
- Herrn Priv.-Doz- Dr. rer. nat. habil. Jürgen Petzold, für die betriebliche Betreuung in der Arbeitsgruppe der Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin des Universitätsklinikums Leipzig, die Bereitstellung des Themas und das Korrekturlesen der Diplomarbeit.
- Herrn Prof. Dr. Ralf Hinderer, der mit sehr viel Engagement und guten Hinweisen beim Korrekturlesen maßgeblich zur Verfassung dieser Arbeit beigetragen hat.
- Dipl. - Phys. Michael Anders für das Korrekturlesen und seine hilfreichen Anmerkungen für das Verfassen dieser Diplomarbeit.
- Allen Mitarbeitern der Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin des Universitätsklinikums Leipzig, besonders Frau Dr. rer. nat. Anita Seese und Herrn Prof. Dr. - Ing. Bernhard Sattler für die ständige Hilfsbereitschaft und das angenehme Arbeitsklima.
- Meinem Vater Armin Richter, der mir immer wieder Mut und Unterstützung für diese Arbeit gegeben hat.

## **Bibliografische Beschreibung**

Christian Richter:

Methodische Untersuchungen zum Einfluss der Rekonstruktionsalgorithmen bei der dosimetrischen Bewertung von Nuklidtherapien. – 2010. – 95 S.

Mittweida, Hochschule Mittweida, Fachbereich Mathematik/Physik/  
Naturwissenschaften, Diplomarbeit, 2010

## **Kurzreferat**

Rekonstruktionsalgorithmen verarbeiten in der Nuklearmedizin Rohdaten aus SPECT- oder PET/CT-Daten zu Bildern, aus denen Informationen für die Diagnostik und Dosimetrie gewonnen werden können.

Ziel dieser Diplomarbeit ist es, einen alternativen Rekonstruktionsalgorithmus zum gängigen OSEM-Algorithmus zu finden, der einzelne Anreicherungen berücksichtigt, so dass eine Dosimetrie möglich ist. Hauptkennzeichen der Qualität eines Algorithmus für die Dosimetrie ist die Abweichung des Verhältnisses der Maxima der einzelnen Anreicherungsherde unter der Voraussetzung, dass jeder Herd eine gleiche Aktivitätskonzentration aufweist. Rekonstruktionsalgorithmen weichen in der Verarbeitungsweise der Rohdaten voneinander ab. Deshalb treten unterschiedliche Ergebnisse aus einer Aufnahme auf, sodass mehrere Algorithmen zu testen und ihr Verhalten zu charakterisieren sind.

Unter Berücksichtigung dieser Vorgaben wurde der OSEM-Algorithmus untersucht und der SIRT- sowie der ReSPECT-Algorithmus mit diesem verglichen.

Abschließend konnten Aussagen getroffen werden, durch die ein nächster Schritt für eine Dosimetrie und eine Therapieplanung gegangen werden kann.

## Inhaltsverzeichnis

<b>Danksagung</b>	<b>II</b>
<b>Bibliografische Beschreibung</b>	<b>III</b>
<b>Kurzreferat</b>	<b>III</b>
<b>Inhaltsverzeichnis</b>	<b>IV</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>VI</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>IX</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>X</b>
<b>Physikalische Größen</b>	<b>XII</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2 Theoretische Betrachtungen</b>	<b>5</b>
2.1 Physikalische Grundlagen – Halbwertszeit, Zerfalls- und Schwächungsgesetz	5
2.2 Einsatz von Radionukliden in der Nuklearmedizin	12
2.3 Bildgebung mittels $\gamma$ -Strahlung	14
2.3.1 Szintigraphie	14
2.3.2 Tomographie	22
<b>3 Material und Methoden</b>	<b>28</b>
3.1 Phantomuntersuchungen	28
3.2 Der OSEM-Algorithmus	32
3.3 Der SIRT-Algorithmus	35
3.4 Der ReSPECT-Algorithmus	38
<b>4 Ergebnisse</b>	<b>41</b>
4.1 Der OSEM-Algorithmus	41
4.2 Der SIRT-Algorithmus	51
4.3 Der ReSPECT-Algorithmus	54
<b>5 Diskussion</b>	<b>59</b>
<b>6 Schlussfolgerungen und Ausblick</b>	<b>67</b>
<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>I</b>

---

<b>Anhang A: OSEM-Algorithmus .....</b>	<b>IV</b>
A.1 SPECT-Ergebnisse .....	IV
A.2 PET-Ergebnisse .....	VIII
<b>Anhang B: SIRT-Algorithmus.....</b>	<b>X</b>
<b>Anhang C: ReSPECT-Algorithmus .....</b>	<b>XI</b>
<b>Erklärung zur selbstständigen Anfertigung.....</b>	<b>XIV</b>

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2-1:	Absorption von Strahlung durch Materie [9].....	9
Abbildung 2-2:	Schwächungskurven bei verschiedenen Energien der Photonenstrahlung am gleichen Körper [11] (Druckfehler Zeile 2, richtig: Photonenenergien).....	10
Abbildung 2-3:	Diagramm zum Massenschwächungskoeffizient und Darstellung der einzelnen Wechselwirkungen als Beitrag zum Koeffizienten [9] .....	11
Abbildung 2-4:	Aufbau eines Gammakameramesskopfes [12] .....	15
Abbildung 2-5:	Sekundärelektronenvervielfacher (SEV) [10].....	15
Abbildung 2-6:	Anordnung der SEV, auch Photomultiplier genannt [15] .....	16
Abbildung 2-7:	Schematischer Aufbau eines Kollimators - Darstellung des Öffnungswinkels .....	17
Abbildung 2-8:	Abbildung einer Punktquelle – Darstellung der Punktabbildungsfunktion.....	19
Abbildung 2-9:	Abbildungsprinzip einer einzelnen Szintillation (Anger- Prinzip) [10] .....	21
Abbildung 2-10:	Grundlegender Ablauf iterativer Rekonstruktionsverfahren [10].....	25
Abbildung 3-1:	Thoraxphantom mit Längenbezeichnungen.....	28
Abbildung 3-2:	Querschnitt des Thoraxphantoms mit Maßen, nicht maßstabsgerecht.....	29
Abbildung 3-3:	Die Millennium VG8 Kamera [16] mit zwei Detektoren .....	31
Abbildung 3-4:	Das PET/CT Biograph 16 .....	33
Abbildung 3-5:	Eingabe- und Statusfenster des SIRT-Algorithmus, markiert sind: Eingabedaten und aktueller Status der Rekonstruktion (Iteration, Winkelschritt und ein aktueller Fehler .....	37
Abbildung 3-6:	Beispiel für kariertes Muster bei 30 Substes auf 120 Projektionen.....	40

Abbildung 4-1:	Verhältnis der Maxima mit dem OSEM-Algorithmus rekonstruierte SPECT-Aufnahmen bei einem Subset, Graphik gilt auch für 1. Iteration und Variation der Subsets.....	42
Abbildung 4-2:	Verhältnis der Maxima bei der mit dem OSEM-Algorithmus rekonstruierten SPECT-Aufnahmen bei gleicher Anzahl Iterationen und Subsets, entspricht der Diagonalen in der Tabelle.....	43
Abbildung 4-3:	2×2 Pixel ROI „bei Maximum“ des 35 ml Volumens der Rekonstruktion aus 10 Iterationen und 10 Subsets .....	44
Abbildung 4-4:	2×2 Pixel ROI „bei Maximum“ des 10 ml Volumens der Rekonstruktion aus 10 Iterationen und 10 Subsets .....	45
Abbildung 4-5:	Darstellung der Profilkurve, links: Linien in Herden geben Stelle der Profilkurve an, Stufen in der Kurve entsprechen Pixeln, linke Kurve: 35 ml Herd rechte Kurve: 10 ml, Herd in rechter Kurve Angabe eines Wertes der Halbwertsbreite bei 10 ml Herd .....	45
Abbildung 4-6:	3D-Darstellung der Ergebnisse der mit dem Ganzkörperprotokoll durchgeführten PET/CT-Aufnahmen, mit Schwächungskorrektur .....	46
Abbildung 4-7:	Vergleich der schwächungskorrigierten PET/CT-Ganzkörperprotokollaufnahmen .....	47
Abbildung 4-8:	Vergleich der PET/CT-Ganzkörperprotokollaufnahmen ohne Schwächungskorrektur .....	48
Abbildung 4-9:	3D Darstellung der Ergebnisse der mit dem Hirnprotokoll durchgeführten PET/CT-Aufnahmen, Rekonstruktion mit Schwächungskorrektur .....	49
Abbildung 4-10:	Vergleich der PET/CT-Hirnprotokollaufnahmen ohne Schwächungskorrektur .....	50
Abbildung 4-11:	Gezeichnete ROIs, rechts: Werte der ROI (Mittelwert der Pixelinhalte, Maximum des Herdes, Minimumwert des ROI-Inhaltes, Größe der ROI, ...), gelbe ROI umrandet	



	das 34 ml Volumen, rote ROI umrandet den Herd des 17,5 ml Gefäßes .....	51
Abbildung 4-12:	Verhältnis der Maxima bei der mit dem SIRT-Algorithmus rekonstruierten SPECT-Aufnahmen .....	52
Abbildung 4-13:	10000. Iteration der 2. Version des SIRT-Algorithmus: die 4. Spalte zeigt das Verhältnis an .....	53
Abbildung 4-14:	Gekennzeichneter Bereich zeigt das Maximum des 10 ml Herdes („Pünktchen“) der $^{177}\text{Lu}$ -Aufnahme, rekonstruiert mit SIRT und dargestellt mit ParaView® .....	53
Abbildung 4-15:	10 ml und 35 ml Herd der $^{177}\text{Lu}$ -Aufnahme, rekonstruiert mit SIRT und dargestellt in ParaView® .....	54
Abbildung 4-16:	Verhältnis der Maxima bei der mit dem ReSPECT- Algorithmus rekonstruierten SPECT-Aufnahmen von $^{99\text{m}}\text{Tc}$ und $^{131}\text{I}$ , zum Vergleich dazu die mit ReSPECT rekonstruierte $^{177}\text{Lu}$ -Phantomaufnahme .....	55
Abbildung 4-17:	Links: 4 Bilder beider $^{177}\text{Lu}$ Herde, rechts: vergrößerter 35 ml Herd mit ROI, rekonstruiert mit ReSPECT und dargestellt und ausgewertet mit Xeleris® .....	56
Abbildung 4-18:	Links: 3 der 4 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ Volumina, rechts: vergrößerter 9 ml Herd mit Angabe eines Pixelwertes, dargestellt und ausgewertet mit Xeleris® .....	57
Abbildung 4-19:	Links: $^{131}\text{I}$ Volumina, rechts: vergrößertes 35 ml Volumen mit ROI, dargestellt und ausgewertet mit Xeleris® .....	58
Abbildung 5-1:	10 ml und 35 ml $^{177}\text{Lu}$ -Aufnahme, Links: rekonstruiert mit ReSPECT, rechts: dieselbe Aufnahme rekonstruiert mit OSEM .....	65

## Tabellenverzeichnis

Tabelle A-1:	Ergebnisse der mit OSEM rekonstruierten SPECT-Aufnahme, Angaben in Counts, Halbwertsbreite (Hwb) in Pixelnummer angegeben.....	IV
Tabelle A-2:	Ergebnisse des mit OSEM rekonstruierten Tomogramms nach Aufnahme im Ganzkörperprotokoll.....	VIII
Tabelle A-3:	Ergebnisse des mit OSEM rekonstruierten Tomogramms nach Aufnahme im Hirnprotokoll.....	IX
Tabelle B-1:	Ergebnisse der mit SIRT rekonstruierten SPECT-Aufnahme .....	X
Tabelle C-1:	Ergebnisse der mit ReSPECT rekonstruierten $^{177}\text{Lu}$ -SPECT-Aufnahme .....	XI
Tabelle C-2:	Ergebnisse der mit ReSPECT rekonstruierten zwei $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -SPECT-Aufnahmen .....	XII
Tabelle C-3:	Ergebnisse der mit ReSPECT rekonstruierten $^{131}\text{I}$ -Aufnahme .....	XIII

## Abkürzungsverzeichnis

$^{131}\text{I}$	Iod-131
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	Technetium-99m
$^{177}\text{Lu}$	Lutetium-177
$^{90}\text{Y}$	Yttrium-90
$^{18}\text{F}$	Fluor-18
CT	Computertomographie
DOTATOC	Edotreotid, DOTA(0)-Phe(1)-Tyr(3)octreotid
EM-ML	Expectation Maximalization-Maximum Likelihood (Rekonstruktionsverfahren, OSEM-Algorithmus baut darauf auf)
FBP	Filtered Back Projection (gefilterte Rückprojektion)
FDG	Fluordesoxyglucose
FWHM	Full Width at Half Maximum (Halbwertsbreite)
GE	General Electric, Medizintechnikunternehmen
HEGP	High Energy General Purpose (Kollimator für höhere Energien)
HWZ	Halbwertszeit
HWB	Halbwertsbreite
LEHR	Low Energy High Resolution (Kollimator für niedrige Energien bei hoher Auflösung)
OSEM	Ordered Subsets Expectation Maximization (gebräuchlicher iterativer Rekonstruktionsalgorithmus)
PET	Positronen-Emissions-Tomographie
Pixel	Picture Element (kleinste Einheit der Bildmatrix)
ReSPECT	Tomographisches SPECT Rekonstruktionsprogramm
ROI	Region Of Interest
SEV	Sekundärelektronenvervielfacher

---

SIRT	Simultane Iterative Rekonstruktionstechnik
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography (Einzelphotonen-Emissions-Tomographie)
StrlSchV	Strahlenschutzverordnung
Voxel	Volume Element (kleinste Einheit der Volumenmatrix)
$\alpha$	Alphastrahlung
$\beta$	Betastrahlung
$\gamma$	Gammastrahlung

## Physikalische Größen

Variable	Einheit	Erläuterung
dN		Bruchteil der Atomkerne eines Nuklids
dt	s	Kleines Zeitintervall
N		Anzahl der vorhandenen instabilen Kerne eines Nuklids
$\lambda$	1/s	Zerfallskonstante
$T_{1/2}, T_{\text{phys}}$	s	(physikalische) Halbwertszeit
$T_{\text{eff}}$	s	Effektive Halbwertszeit
$T_{\text{biol}}$	s	Biologische Halbwertszeit
LET	keV/ $\mu\text{m}$	Linearer Energietransfer – pro Längeneinheit abgegebene Energie
Z		Kernladungszahl
E, E'	J	Energie
$N_0, N$		Anzahl der Photonen vor bzw. nach einem Schichtdurchgang
d	m	Schichtdicke
$\mu$	1/m	Linearer Schwächungskoeffizient
$\mu/\rho$	m <sup>2</sup> /kg	Massenschwächungskoeffizient
FWHM	Pixel	Halbwertsbreite
n		Summe der äquidistanten Winkelschritte
b	cm	Breite des Detektors
l	cm	Kantenlänge der quadratischen Pixel

## 1 Einleitung

Diese Diplomarbeit ordnet sich in das Rahmenthema „Einführung und Optimierung der Therapieplanung bei Nuklidtherapien“ ein.

Nach §81 und §85 der Strahlenschutzverordnung [1] ist für jede Therapie mit offenen Radionukliden eine personenbezogene Bestrahlungsplanung vom Arzt mit erforderlichen Strahlenschutzkenntnissen in Zusammenarbeit mit dem Medizinphysik-Experten vor jeder Therapie auszuarbeiten und schriftlich zu dokumentieren. Weiterhin ist im Abschnitt 6 der Richtlinie „Strahlenschutz in der Medizin“ festgehalten, dass bei der Planung einer nuklearmedizinischen Behandlung „die Dosis für die zu behandelnden Organe oder Gewebe sowie für besonders strahlensensible Organe im voraus zu ermitteln und die danach zu verabreichende Aktivität zu bemessen ist. Soweit patientenspezifische Parameter benötigt werden, sind hierfür individuelle Messungen und Daten heranzuziehen. [...] Maßnahmen, die geeignet sind, Nebenwirkungen für den Patienten zu minimieren oder die Dosis in besonders strahlenempfindlichen Organen außerhalb des Zielorgans zu reduzieren, sind zu ergreifen.“ [19]

Ansatzweise wird diese gesetzliche Forderung der Therapieplanung nur bei der Jodtherapie benigner Schilddrüsenerkrankungen erfüllt.

Für eine Therapieplanung ist es notwendig, die zu applizierende Aktivität zu ermitteln. Dies wird in der genannten Jodtherapie über die Ermittlung des Herdvolumens, des Uptakes und der effektiven Halbwertszeit erreicht. Diese Stoffwechselfparametererfassung gelingt bei allen anderen Radionuklidtherapien nicht. Bei diesen wurden Modelle erstellt, mit deren Hilfe Dosisabschätzungen möglich sind.

Die Modelle basieren auf planaren Szintigrammen, z.B. auf einem Ganzkörperszintigramm. Diese Methodik besitzt aber viele Unsicherheiten. Die Auswertung mittels einer ROI ist sehr subjektiv und es kommt zu einer Überlappung von abgebildeten Organen. Eine Zuordnung an Counts zu entsprechenden Objekten gestaltet sich problematisch; an fehlenden

Tiefeninformationen scheitert eine Volumenbestimmung. Tiefer liegende Organe werden verschieden über- oder unterbewertet. Deshalb existieren nur empirische Erfahrungen, sodass in der klinischen Praxis lediglich Standardaktivitäten appliziert werden.

Die Dosisabschätzungen kritischer Organe, wie z.B. 30 Gy bis 70 Gy bei [4] sind in ihrer Höhe im Vergleich zu den Grenzwerten der perkutanen Strahlentherapie anzuzweifeln. Da diese Werte aber Akzeptanz finden, limitieren sie die Anwendung von Nuklidtherapien erheblich. Aus diesen Gegebenheiten heraus wurden Forschungen vorgenommen, an deren Reihe sich diese Diplomarbeit anschließt.

Zuerst wurde eine Verbesserung der Radiojodtherapie angestrebt. Dazu wurde bei Zschocke [2] die Volumenbestimmung der Schilddrüse und des Schilddrüsenherdes mittels Sonografie mit der Volumenbestimmung über Szintigrafiemodelle verglichen (keine SPECT-Untersuchungen). Je nach unterschiedlichen Schilddrüsenerkrankungen ist das mit der Szintigrafie berechnete Herdvolumen größer, gleichgroß oder kleiner. Auch innerhalb eines Krankheitsbildes können sich diese Unterschiede wiederfinden. Die absolute Dosis in den Szintigrammen ergaben geringere Werte als die vor der Therapie geplanten Herddosen.

Bei Scholz [3] wurde eine Messhilfe entwickelt, die eine Ermittlung des Testuptakes der Schilddrüse verbessert. Dabei auftretende bisherige Fehlerquellen konnten beseitigt werden.

Es wurden Herdvolumenbestimmungen über SPECT-Aufnahmen durchgeführt. Mit diesen sind nun verbesserte Aussagen über die verabreichte Dosis möglich, die zu einem Teil dem therapierenden Herd zugeführt wurde und zu einem anderen Teil im umliegenden Gebiet wirksam wird. Eine Übereinstimmung der Therapieplanung mit der Behandlung selbst wurde erreicht. Dadurch ist es erstmals machbar eine verbesserte Ermittlung von gebietsspezifischen Dosis-schwellwerten durchzuführen.

Bei Bock [5] wurde der OSEM-Algorithmus als Vertreter der iterativen Rekonstruktion mit der gefilterten Rückprojektion verglichen; mit OSEM wurden bessere Bilder erzielt. Wurden bei einer Bildrekonstruktion mit OSEM keine Filter einbezogen, konnten die Ergebnisse nochmals leicht optimiert werden.

Eine relativ sichere Volumenbestimmung größerer Objekte konnte gewährleistet werden; eine Quantifizierung der SPECT/CT-Daten ist möglich. Dabei hat sich zur Volumenbestimmung ein bestimmter Threshold-Wert als günstig erwiesen. Für die Bestimmung kleinerer Volumina werden bei Bock [5] weitere Untersuchungen empfohlen.

Diese wurden in Lindner [6] vorgenommen, Rekonstruktionsparameter bezüglich einer Vor-, Rampen- und Nachfilterung verändert und die Aufnahmeparameter optimiert. So sind eine höhere Detailerkennbarkeit und eine genauere Volumenbestimmung aus den SPECT/CT-Daten möglich. Wurden vorher Objekte mit einem Volumen von mindestens 20 ml gut bestimmt, so konnte dieser Grenzwert nun auf eine Objektgröße von 8 ml – 10 ml herabgesetzt werden. Dazu wurde der Threshold-Algorithmus erweitert. Nur über eine Handkamera konnte an kleinen Objekten eines Phantoms eine Volumenbestimmung durchgeführt werden. Diese Handkamera ist ein Prototyp und für die klinische Praxis nicht verfügbar.

Bei Dornack [7] wurde festgestellt, dass die Bestimmung der Herdgrößen der Patienten aus den Sonogrammen kleinere Werte brachte als eine Bestimmung aus Tomogrammen. Die Threshold-Methode ist aber nicht bei allen Patienten anwendbar. Sind neben großen Herden auch kleinere im Organ vorhanden, werden nicht alle berücksichtigt. In Weber [8] wird ein neuer Ansatz vorgestellt, der unabhängig von Anzahl und Größe der Herde arbeitet. Unabhängig vom anreichernden Volumen soll stellvertretend dafür in einem kleineren definierten Volumen von 12 Voxeln eine Aktivitätskonzentration bestimmt werden. Mit dieser Methode wird dann eine herdbezogene Dosimetrie durchgeführt. Damit wurde erkannt, dass maximal ein Viertel der kalkulierten Dosis im Herd angereichert wird. Nach Weber [8] wird nun eine Nierendosis von 3,5 Gy erreicht, was die Bedenken einer Strahlenschädigung widerlegt. Obwohl die Dosiswerte jetzt eher den Erwartungen entsprechen, sind diese bei kleinen Herden immer noch ungenau; an Phantomuntersuchungen wurde überall eine Unterschätzung dieser Werte erkannt.

Eine Verbesserung des Messsystems ist nach gegenwärtigen Stand nicht möglich; man ist an Grenzen angelangt. An Phantomuntersuchungen zeigt sich,



dass Objekte gleicher Aktivitätskonzentration aber unterschiedlicher Volumina in der Bildrekonstruktion verschieden bewertet werden. Weitere Phantomuntersuchungen zu späterer Zeit lassen aber die physikalische Halbwertszeit erkennen. Rekonstruierte Bilder geben derzeit nicht die tatsächliche Homogenität der untersuchten Objekte wieder. Daraus erschließt sich für diese Arbeit folgendes Anliegen: Es ist ein alternativer Rekonstruktionsalgorithmus notwendig, bei dem Bilder entstehen, in denen verschiedene Objekte gleicher Aktivitätskonzentrationen gleichermaßen berücksichtigt werden. Dann könnte mit der 12 Voxel-Methode eine Dosimetrie kleiner Herde erfolgen.

In den folgenden Kapiteln werden zuerst wichtige Grundlagen dargestellt und dann die verwendeten Rekonstruktionsalgorithmen und die mit ihnen vorgenommenen Untersuchungen gezeigt. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen werden vorgestellt, diskutiert und miteinander verglichen um dann Schlussfolgerungen zu ziehen und einen Ausblick für die weitere Forschungsarbeit zu geben.

## 2 Theoretische Betrachtungen

### 2.1 Physikalische Grundlagen – Halbwertszeit, Zerfalls- und Schwächungsgesetz

Der Zerfall instabiler Kerne ist ein zufälliger Prozess, bei dem sich die Kerne unabhängig voneinander umwandeln. Der Zeitpunkt eines Zerfalls eines Atoms kann also nur mit einer Zerfallswahrscheinlichkeit vorhergesagt werden, ist für alle Kerne eines Isotops gleich und bestimmt die mittlere Lebensdauer gleichartiger Kerne. Das bedeutet, dass der Anteil der Atomkerne eines Nuklids, die sich in einer bestimmten Zeit umwandeln, proportional zur Anzahl der vorhandenen instabilen Kerne ist [14]. Die Anzahl der instabilen Kerne nimmt mit der Zeit ab.  $\lambda$  ist die Zerfallskonstante. Es gilt dann:

$$-\frac{dN}{dt} = \lambda N \quad (2.1)$$

$N_0$  ist am Zeitpunkt  $t=0$  die Anzahl der ursprünglich vorhandenen instabilen Kerne, daraus folgt:

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad (2.2)$$

Aus diesem Gesetz ist aufgrund der Exponentialfunktion zu sehen, dass in gleichen Zeitabständen ein gleicher Anteil an Kernen zerfällt. Daher hat sich für die Angabe der Lebensdauer eines Radionuklids die Halbwertszeit  $T_{1/2}$  etabliert. Das ist das Zeitintervall, in dem die Hälfte der vorhandenen instabilen Kerne eines Nuklids zerfällt. Aus Gl. 2.2 ergibt sich:

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (2.3)$$

A ist die physikalische Größe Aktivität und gibt die Anzahl der Zerfallsakte je Sekunde wieder.

$$A = A_0 e^{-\lambda t} \quad (2.4)$$

Aus  $A = -\frac{dN}{dt}$  und Gl. 2.1 ergibt sich folgende Beziehung:

$$A = \lambda N = \frac{N \cdot \ln 2}{T_{1/2}} \quad (2.5)$$

Für die Beschreibung der Aktivität in einem bestimmten Volumen wird die Aktivitätskonzentration  $c_A$  verwendet:

$$c_A = \frac{A}{V} \quad (2.6)$$

Wenn ein Patient für eine nuklearmedizinische Untersuchung oder für eine nuklearmedizinische Therapie einen radioaktiven Tracer verabreicht bekommt, wird dieser in den Stoffwechsel eingebunden, umgesetzt und wieder ausgeschieden. Dieser Stoffwechselvorgang definiert die biologische Halbwertszeit, bei der die Anzahl der Kerne eines Nuklids im menschlichen Körper durch den Stoffwechsel auf die Hälfte abgesunken ist. Aus der physikalischen Halbwertszeit  $T_{1/2}$  und der biologischen  $T_{\text{biol}}$  ergibt sich wie folgt die effektive Halbwertszeit  $T_{\text{eff}}$ , die für den Zeitraum steht, in dem im Patienten die halbe Menge der aufgenommenen Aktivität verblieben ist [11].

$$T_{eff} = \frac{T_{phys} \cdot T_{biol}}{T_{phys} + T_{biol}} \quad (2.7)$$

Aus der Gleichung ist zu sehen, dass  $T_{eff}$  immer kleiner als die physikalische und die biologische Halbwertszeit sein muss und dass extrem kurze biologische Halbwertszeiten einen großen Einfluss auf die effektive Halbwertszeit haben.

Auf dem Weg durch Materie geben Teilchen Energie ab; auf eine Längeneinheit bezogen wird zur Beschreibung der lineare Energietransfer LET verwendet. Dem Stoß kommt dabei die Hauptbedeutung zu, bei dem energiereiche Teilchen auf die „ruhende“ Materie prallen. Aufgrund dieser vorübergehenden Krafteinwirkung kommt es zur Bewegungsänderung der Teilchen. Treten geladene Teilchen (wie  $\alpha$ -Teilchen,  $\beta$ -Teilchen, Protonen, Ionen) in Wechselwirkung bei Abständen der Größenordnung von Atomdurchmessern zueinander, treten elektrische und magnetische Kräfte in Erscheinung [9].

Die Schwächung elektromagnetischer Strahlung beruht auf anderen Effekten: Photoeffekt, Comptoneffekt und Paarbildung. Je größer dabei die Kernladungszahl  $Z$  der Materie ist, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit, dass Photo- und Paarbildungseffekt stattfinden.

Photonenenergie wird beim Photoeffekt vollständig von der Elektronenhülle aufgenommen, wobei ein Elektron der K- oder L-Schale mittels dieser Energie aus der Atomhülle gelöst wird und sich mit der überschüssigen Energie, die vom absorbierten Photon stammt, vom Atom entfernt. Das Besetzen der Elektronenlücke im Atom geschieht durch weiter außen liegende Elektronen. Dabei entsteht Sekundärstrahlung (z.B. charakteristische Röntgenstrahlung). „Die Wahrscheinlichkeit für das Eintreten des Photoeffektes [...] ist proportional der vierten Potenz der Kernladungszahl des absorbierenden Stoffes und umgekehrt proportional der dritten Potenz der Energie der Gammastrahlung.“ [9]

Beim Comptoneffekt kommt es zu einem Stoß zwischen einem Photon und einem Elektron, bei dem ein Teil der Photonenenergie auf das Elektron übertragen wird und das gestreute Photon eine geringere Energie  $E'$  besitzt. Dabei kommen der Energie- und der Impulserhaltungssatz für das Photon und das Elektron zum Tragen. Bei hohen Photonenenergien nimmt die Wahrscheinlichkeit für das Eintreten des Comptoneffekts stetig ab.

Tritt der Effekt der Paarbildung ein, besitzt ein Photon eine Energie von mindestens 1,022 MeV. Aus dem Photon entsteht dann ein Elektron-Positron-Paar. Das Positron trifft innerhalb sehr kurzer Zeit ein Elektron. Beide Teilchen vernichten sich zu zwei Photonen mit einer Energie von 0,511 MeV. Der Effekt tritt im Feld des Atomkerns auf, seine Wahrscheinlichkeit hängt quadratisch von  $Z$  ab und steigt stetig mit zunehmender Energie an. Die entstandene Strahlung heißt Vernichtungsstrahlung. Außerdem tritt eine Absorption der Energie des ursprünglich erzeugten Elektrons auf [9].

Durch die beschriebenen Wechselwirkungen wird ein paralleler Photonenstrahl bei der Durchdringung von Materie abgeschwächt. Das Schwächungsverhalten wird mittels des linearen Schwächungskoeffizienten  $\mu$  beschrieben, wie im folgenden Schwächungsgesetz zu sehen [10]:

$$N = N_0 e^{-\mu d} \quad (2.8)$$

$N$  ist dabei die Anzahl der Photonen, die die Materie durchdrungen haben,  $N_0$  die Intensität der Strahlung vor dem Materiedurchgang und  $d$  die Dicke der Materieschicht. Es ist zu sehen (Abb. 2-1), dass die Anzahl der Photonen hinter der durchdrungenen Schicht exponentiell mit der Dicke  $d$  abnimmt.

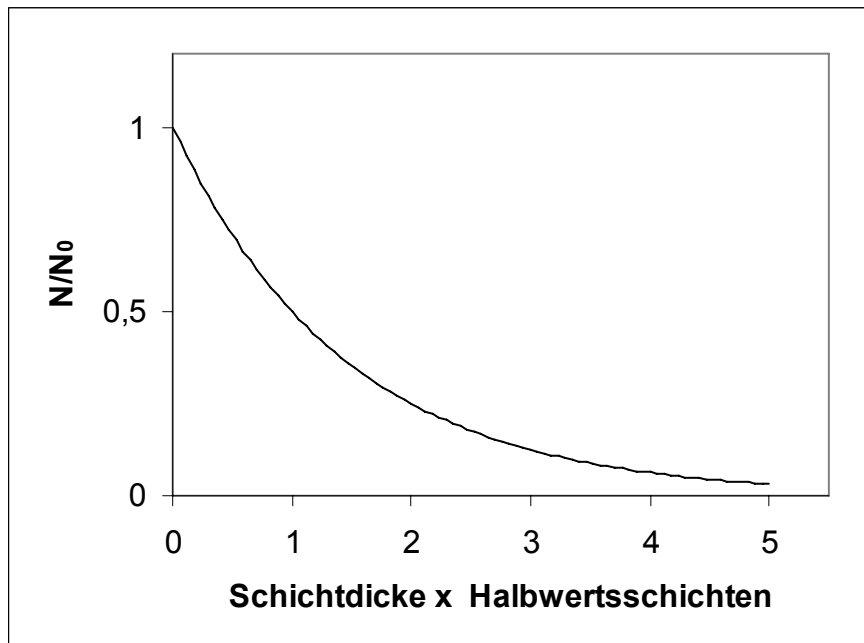


Abbildung 2-1: Absorption von Strahlung durch Materie [9]

Im Diagramm ist der Quotient  $\frac{N}{N_0}$  über die Schichtdicke  $x$  in Halbwertsschichten aufgetragen.

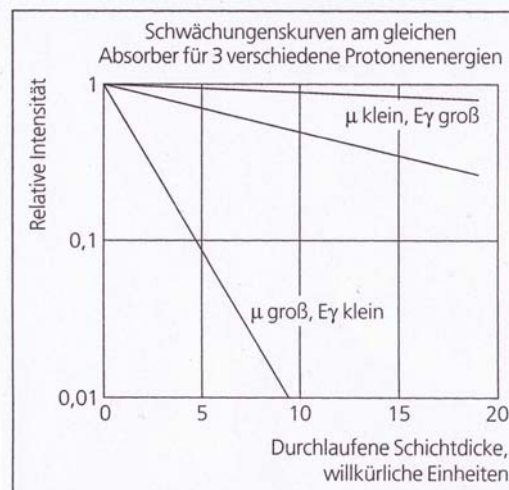
Die Halbwertschichtdicke  $D_{1/2}$  kennzeichnet die Materialschichtdicke, durch die die Anzahl der Photonen auf die Hälfte abgesunken ist. Folgende Beziehung herrscht zwischen dem linearen Schwächungskoeffizienten und der Halbwertschichtdicke:

$$\mu \cdot D_{1/2} = \ln 2 \quad (2.9)$$

$\mu$  wird größer und  $D_{1/2}$  kleiner, je größer  $Z$  ist. Der lineare Schwächungskoeffizient wird „kleiner“, wenn die Photonenenergie ansteigt [9]. Aufgrund dieser physikalischen Gegebenheiten wird zur Abschirmung von Strahlenquellen Wolfram mit der Ordnungszahl  $Z = 74$  und Blei mit  $Z = 82$  eingesetzt.

Gewebeschichten über Organen haben in der Nuklearmedizin die Funktion der Abschirmung der Strahlung. In der nuklearmedizinischen Bildgebung, z.B. bei Szintigrammen, ist die Strahlstärke ein Maß für die Aktivitätskonzentration in einem Organ. Diese kann durch die Strahlenabsorption im Gewebe erheblich verfälscht werden.

Nicht bei jedem Photon, das auf Materie trifft, kommt es zu einer Wechselwirkung. Die Intensität der Photonenstrahlung spielt aber eine große Rolle. In der Abb. 2-2 ist der Zusammenhang zwischen der Energie der Photonen und dem linearen Schwächungskoeffizienten zu sehen:

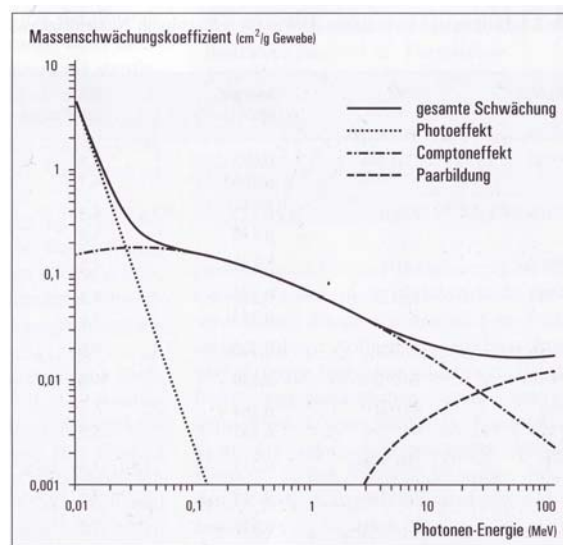


**Abbildung 2-2: Schwächungskurven bei verschiedenen Energien der Photonenstrahlung am gleichen Körper [11] (Druckfehler Zeile 2, richtig: Photonenenergien)**

Die mittlere Kurve ist die Schwächungskurve, bei der weder  $\mu$  noch  $E_\gamma$  große oder kleine Werte einnehmen. Ist dagegen der lineare Schwächungskoeffizient groß und die Photonenenergie klein, ist die Schwächung relativ stark, so dass die Schwächungskurve stärker abfällt. Ist dagegen das Verhältnis umgekehrt,  $\mu$  klein und  $E_\gamma$  groß, wird die Photonenstrahlung weniger geschwächt und die Schwächungskurve fällt wenig ab. Aufgrund dieser Beziehung gelten diese Kurven ebenso für nur eine der Größen, hier sind beide physikalischen Größen in einer Abbildung dargestellt.

Zur Beschreibung der Größe einer gedachten Fläche, die von Photonen mit einer Energie  $E$  [MeV] getroffen werden muss, damit in einem Kilogramm an Materie eine Wechselwirkung stattfindet, wird der Massenschwächungskoeffizient  $\mu/p$  verwendet. Er wird als Quotient aus linearem Schwächungskoeffizienten und der Dichte beschrieben und wird in  $\text{cm}^2/\text{g}$  oder  $\text{m}^2/\text{kg}$  angegeben. Er entspricht dem Wirkungsquerschnitt für die Wechselwirkung zwischen einem Photon und einem Atom, mit der Anzahl der Atome pro kg multipliziert.

Im Diagramm der Abb. 2-3 ist zu erkennen, dass bei Energien der auf Materie einfallenden Photonen bis zu einem Bereich von 0,3 MeV - 0,5 MeV der Photoeffekt vorherrscht, danach der Comptoneffekt dominiert und ab ca. 30 MeV - 50 MeV die Paarbildung die Grundlage für die Größe des Massenschwächungskoeffizienten ist. Dessen Kurve nimmt ständig bis auf deren Ende ab, da die einzelnen Effekte ihr Maximum besitzen, wenn ihr Einfluss auf den Koeffizienten am höchsten ist. Da bei hohen Energien der Paarbildungseffekt immer mehr zunimmt, ist die Kurve des Massenschwächungskoeffizienten gleichbleibend und scheint sogar wieder leicht anzusteigen. Das zeigt, dass die Anzahl der Wechselwirkungen in Materie wieder zunehmen würde.



**Abbildung 2-3:** Diagramm zum Massenschwächungskoeffizient und Darstellung der einzelnen Wechselwirkungen als Beitrag zum Koeffizienten [9]



## 2.2 Einsatz von Radionukliden in der Nuklearmedizin

In der Nuklearmedizin kommen Radiopharmazeutika in der Diagnostik oder Therapie zum Einsatz. Dabei ist eine Anreicherung des Radiopharmakons an einem bestimmten Ort im Organismus gegenüber dem umliegenden Gewebe das Ziel. Diese Zielbereiche weisen meist eine erhöhte Stoffwechseltätigkeit auf, damit ist die Anreicherung Kennzeichen des pharmakokinetischen Verhaltens. Faktoren, wie z.B. die Molekülgröße, elektrische Ladung, Verhalten des Moleküls bei Kontakt mit wasser- oder fettähnlichen Substanzen und Molekülstruktur spielen beim Einsatz des Radiopharmakons im Organismus eine große Rolle [10].

Als Radiopharmazeutikum kommen radioaktive Marker zum Einsatz. Dies sind Moleküle, die mit einem instabilen Nuklid markiert sind und vom Organismus ganz normal in den eigenen Stoffwechsel eingebunden werden. Die Biochemie wird damit für die Diagnostik messbar und die radioaktive Strahlung am Anreicherungsort kann Therapieeffekte hervorrufen.

Bei jedem Einsatz müssen die Prinzipien des Strahlenschutzes angewandt werden. Das bedeutet, dass bei der Verwendung eines Radiopharmakons nur für den diagnostischen Gebrauch kurzlebige Nuklide zum Einsatz kommen, die Strahlenexposition muss für die Patienten so gering wie möglich gehalten werden. Dabei muss die Stoffwechselkinetik so beschaffen sein, dass die Anreicherung des Pharmakons am Zielort sehr schnell geschieht. Je schneller der Stoffwechsel das Radionuklid mit dem Tracer an den Zielort schafft, desto kürzer kann die Halbwertszeit des Radiopharmakons sein. Dazu ist es hilfreich, wenn diese Radionuklide und deren Radiopharmazeutika vor Ort hergestellt werden können und eine gute Logistik vorherrscht, um eine tägliche Versorgung der Einrichtung mit „frischen“ Radiopharmaka gewährleisten zu können [10].

In der Diagnostik deckt das Radiopharmakon die ablaufenden Stoffwechselprozesse auf, da radioaktiv markierte Substanzen von außerhalb des Organismus verfolgbar sind.

Für ein ideales Radionuklid bei einem Einsatz in Diagnostik und Therapie werden verschiedene Merkmale als Anspruch erhoben. All diese Anforderungen kann kein bekanntes Radionuklid erfüllen. Somit können nur einige Nuklide, die die geforderten Eigenschaften näherungsweise besitzen, in der Nuklearmedizin eingesetzt werden.

Dabei sind  $\alpha$ -Strahler eher nicht geeignet. Wie schon erwähnt, wird hierbei „die Energie durch Stöße mit Atomkernen übertragen“ [9]. Allerdings erreicht der lineare Energietransfer, LET, eine Größe, bei der es wahrscheinlicher ist Strahlenschäden zu erzeugen, als gezielt gewollte therapeutische Effekte zu erreichen. Aus diesem Grund sind  $\alpha$ -Strahler für einen routinemäßigen Einsatz noch im Forschungsstadium oder werden nur sehr selten eingesetzt. Da in der Nuklearmedizin bildgebende Verfahren häufig für die Diagnose oder für die Dosimetrie eingesetzt werden, kämen auch nur Radionuklide in Frage, bei denen eine genügend energiereiche  $\gamma$ -Strahlung auftritt.  $\alpha$ -Strahler besitzen eine große physikalische und damit höhere effektive Halbwertszeit mit folglich höherer Strahlenbelastung. Das alles spricht gegen den Einsatz von  $\alpha$ -Strahlern.

Für die In-vivo-Diagnostik ist ein  $\gamma$ -Strahler ohne  $\beta^-$ -Anteil günstig, da aufgrund des höheren LET-Wertes des  $\beta^-$ -Strahlers strahlenbiologisch mehr Schäden verursacht und  $\beta^-$ -Strahlung nur oberflächennah erfasst werden kann. Das ideale Radionuklid sollte eine niederenergetische  $\gamma$ -Strahlung emittieren, da es schwierig ist, für höhere Energien entsprechende Detektoren mit guter Empfindlichkeit herzustellen. Als Ausnahme existieren Detektoren, die die Vernichtungsstrahlung von 511 keV (tritt bei  $\beta^+$ -Strahlung auf, siehe S. 14) registrieren. Das Radionuklid sollte preiswert, immer verfügbar und einfach herzustellen sein und ebenfalls eine kurze Halbwertszeit von nur einigen Stunden wegen der Strahlenbelastung des Patienten haben. Wenn das geeignete Radionuklid auch noch chemisch leicht handhabbar ist und gut vom Stoffwechsel angenommen wird, wäre es das perfekte Nuklid [10].

Für die Diagnostik außerhalb des menschlichen Körpers (in vitro), reichen geringe Aktivitäten eines Radionuklids aus, welches niederenergetische  $\beta^-$ - oder  $\gamma$ -Strahlung abgibt.

Für die Therapie in der Nuklearmedizin werden  $\beta^-$ -Strahler mit  $\gamma$ -Anteil verwendet, so dass  $\beta^-$ -Strahlung die gewünschte strahlenbiologische Wirkung hervorruft und der  $\gamma$ -Anteil zur diagnostischen Kontrolle herangezogen werden kann. Da bei einer Therapie eine berechnete Energiedosis im Zielbereich erreicht werden soll, hat der  $\beta^-$ -Strahler eine Halbwertszeit von einigen Tagen. Die Kennzeichen für diagnostische Nuklide, Preis, Herstell- und Verfügbarkeit und chemische Handhabbarkeit sollten erfüllt werden. Bei allen Qualitätsabstrichen muss immer das Wohl des Patienten vorgehen.

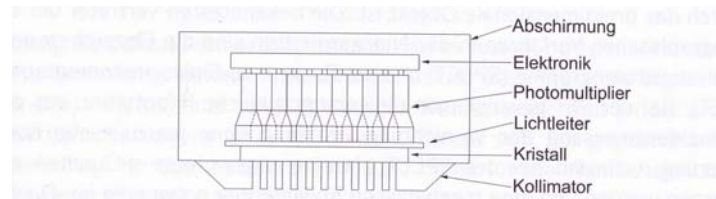
Durch  $\beta^-$ -Strahlung wird aufgrund einer Energieübertragung eine therapeutische Wirkung erzielt. Wegen der mittleren Reichweite dieser Strahlung von 0,7 mm in Wasser oder Gewebe können für eine Therapie hohe und örtlich begrenzte Dosen appliziert werden [9]. Das Nuklid  $^{131}\text{I}$  ist das Hauptnuklid im Therapiebereich der Nuklearmedizin.

Der häufigste Einsatz von Radionukliden bezieht sich also auf  $\beta^-$ - und  $\gamma$ -Strahler.  $\beta^+$ -Strahler haben sich ebenfalls durchgesetzt, wegen ihrer kurzen Halbwertszeit finden sie aber nur in der Diagnostik Verwendung. Nach der Emission des Positrons kommt es zwangsläufig zur Paarvernichtung und zur Entstehung der Vernichtungsstrahlung mit ihrer charakteristischen Energie von 511 keV. Der 180°-Winkel dieser beiden Photonen löst in einem PET-Scanner Koinzidenzen aus, welche zu einer guten Ortsauflösung beitragen.

## **2.3 Bildgebung mittels $\gamma$ -Strahlung**

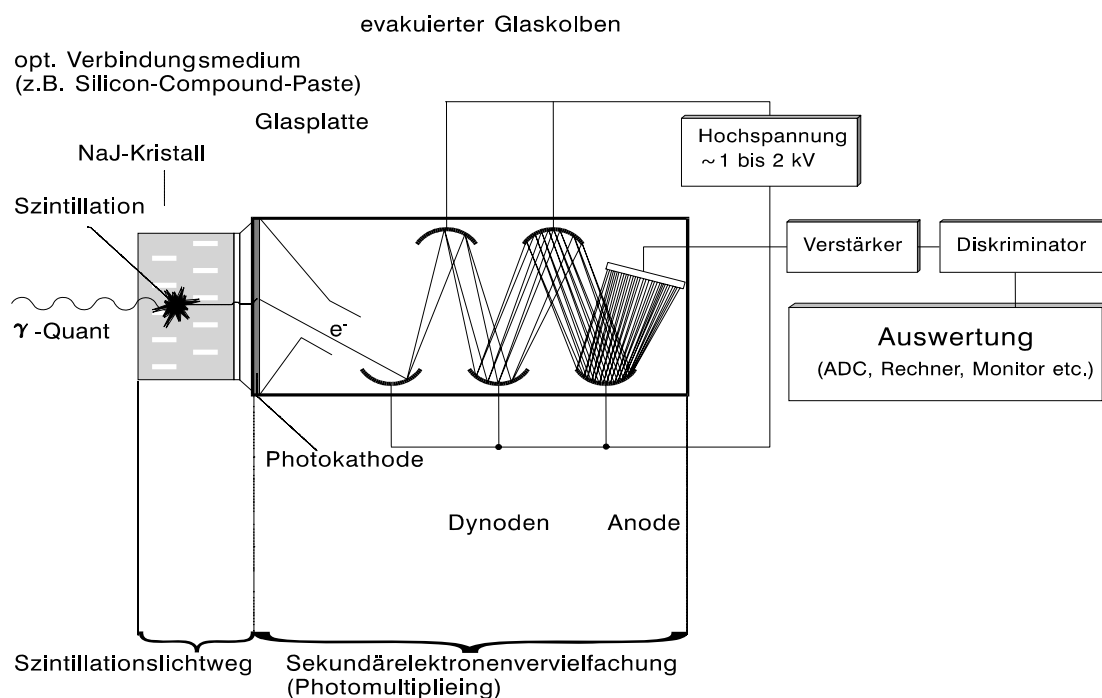
### **2.3.1 Szintigraphie**

Szintigraphien werden mit Gammakameras durchgeführt. Sie alle funktionieren heutzutage nach dem Anger-Prinzip. Der Aufbau einer solchen Kamera ist in Abb. 2-4 zu sehen:



**Abbildung 2-4: Aufbau eines Gammakameramesskopfes [12]**

Der wichtigste Teil an einer Anger-Kamera ist der Szintillationsdetektor mit dem Lichtleiter und dem Photomultiplier, auch Sekundärelektronenvervielfacher (SEV) genannt. Der Aufbau eines SEV ist in der folgenden Abbildung dargestellt:



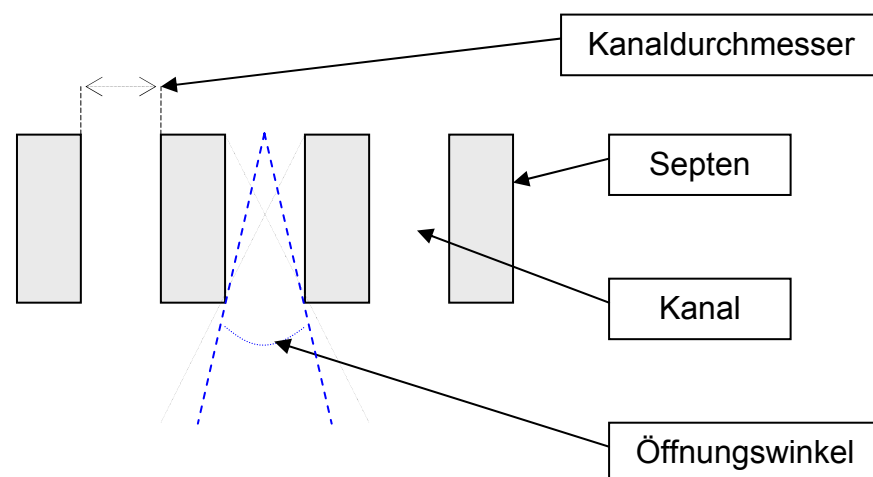
**Abbildung 2-5: Sekundärelektronenvervielfacher (SEV) [10]**

Trifft ein  $\gamma$ -Quant auf den Szintillator (meist ein NaI-Kristall), wird es in ein sichtbares Photon (Lichtquant) umgewandelt. Über einen Lichtleiter wird das Photon zum SEV geleitet und gelangt dort zur Photokathode. Aufgrund des Photoeffekts emittiert die Kathode Elektronen. Diese werden Photo- oder auch Primärelektronen genannt. Da ein elektrisches Feld im Photomultiplier vorhanden ist, wandern die Primärelektronen zur Anode. Auf dem Weg dorthin stoßen sie auf Dynoden und schlagen dort mehrere Elektronen heraus. Von Dynode zu Dynode, ein SEV besteht meist aus 10-15 Dynoden, steigt die



Gaußverteilung dargestellt, so dass das Auflösungsvermögen als die Breite des Peaks beim halben Maximum des Energiepeaks definiert wurde.

Der Kollimator ist an jeder Gammakamera zu finden. Er verhindert, dass jede Fremdstrahlung den Kristall erreicht. Nur in der Forschung kommen andere Kollimatorarten als die Parallellochkollimatoren zum Einsatz. Es wird dadurch ein Volumenbereich für die Aktivitätskonzentrationsmessung ausgewählt, da nur Strahlung, die die Kollimatorkanäle passiert, den Kristall erreicht. Der „Sehbereich“ eines Kollimatorkanals wird durch dessen Öffnungswinkel definiert, wie in Abb. 2-7 zu sehen ist.



**Abbildung 2-7: Schematischer Aufbau eines Kollimators - Darstellung des Öffnungswinkels**

Die Septen trennen die einzelnen Kollimatorkanäle und schirmen gewisse Bereiche der Detektoroberfläche ab. Werden Septen durchstrahlt und die Parallellochprojektion damit verhindert, wirkt es sich negativ auf die Bildqualität aus (Septenpenetration).

Die verwendete Nuklidenergie und die Patientenstudie bestimmen die Wahl des Kollimators. Am gebräuchlichsten sind die LEHR- (Low Energy High Resolution) und HEGP- (High Energy General Purpose) Kollimatoren.

Wesentliche Kenngrößen und Leistungseigenschaften einer Gammakamera sind das Sichtfeld, der Energiebereich, die Energieauflösung, die Homogenität, die Ausbeute und die Orts- und Zeitauflösung. Wie schon vorher beschrieben ist das Sichtfeld vom Öffnungswinkel der Kollimatorkanäle und der Energiebereich von der Septen- und der Kristalldicke abhängig. Ein Energiefenster lässt sich einstellen, in dem der gewünschte Hauptpeak und zusätzlich eine Abweichung angegeben werden. Damit wird ein Großteil der etwas abgeschwächten Energie der Photonen detektiert und ein gewolltes Energiefenster herausgefiltert.

Die Homogenität der Gammakamera wird über elektronische Einstellungen und eine Homogenitätsmatrix erreicht. Mit dieser Matrix soll erreicht werden, dass bei homogener Einstrahlung über das gesamte Sichtfeld der Kamera nach Ablauf einer gewählten Messzeit für jeden Matrixpunkt möglichst die gleiche Zahl von Ereignissen registriert wird. Inhomogenitäten führen zu Empfindlichkeitsverlusten. Matrixpunkte mit der niedrigsten Empfindlichkeit bekommen den Wert Eins als Faktor, alle anderen Matrixpunkte Multiplikatoren mit einem Wert kleiner Eins. Dadurch wird ein Ausgleich der Inhomogenitäten geschaffen. Werden die Inhomogenitäten im Gesichtsfeld des Kamerakopfes zu groß, sollte die Energiekorrekturmatrix geändert werden (siehe S. 21).

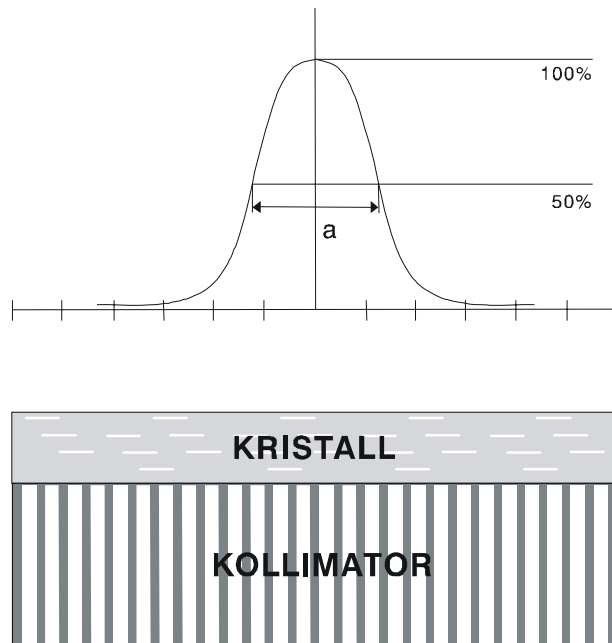
Die Ausbeute der Kamera, auch als Empfindlichkeit bezeichnet, gibt die Anzahl der registrierten Ereignisse für eine bestimmte Aktivität an und ist energieabhängig. Sie wird in Prozent angegeben.

Eine Totzeit tritt auf, wenn bei Ankunft eines weiteren Photons die vollständige Detektion noch nicht abgeschlossen ist und das weitere Photon nicht detektiert werden kann. Ist die Totzeit gleich Null, wird die maximale Ausbeute erreicht.

Die beste Zeitauflösung ist eine zeitlich punktuelle Auflösung und damit auch von der Ausbeute abhängig. Je schneller der Detektor für ein neues Photon bereit ist, desto besser ist die Zeitauflösung. Gute zeitliche Auflösungswerte sind z.B. bei Szintigraphien von Herzbewegungen notwendig.

Die Ortsauflösung der Kamera ist für die Bildqualität entscheidend und wird auch als Schärfe bezeichnet. Räumliche Eigenschaften bestimmt hauptsächlich der Kollimator, der Messabstand ist für die Ortsauflösung verantwortlich. Die

Punktabbildungsfunktion mit deren Halbwertsbreite ist der Indikator für die Ortsauflösung (Abb. 2-8) [10].



**Abbildung 2-8: Abbildung einer Punktquelle – Darstellung der Punktabbildungsfunktion**

Je geringer der Abstand der Punktquelle zur Kristallunterfläche ist, desto größer ist das Maximum der Punktabbildungsfunktion (im Diagramm die 100 % Markierung) und schmäler die Halbwertsbreite. Das garantiert die beste Auflösung. Ist allerdings der Kollimator so nah an der Punktquelle, dass auf dem Bild mehrere Quellen zu sehen sind, findet zwar eine Überschneidung der Öffnungswinkel der Kollimatorkanäle statt. Diese ist aber nicht so groß, dass in der Rekonstruktion die dazwischen liegenden Septen überblendet werden. Ist die Punktquelle weiter vom Detektor entfernt, flacht die Punktabbildungsfunktion ab und wird ebenso breiter. Nach dem zuvor die Quelle deutlich und gut abgegrenzt dargestellt wurde, tritt jetzt eine Kontrastminderung auf.



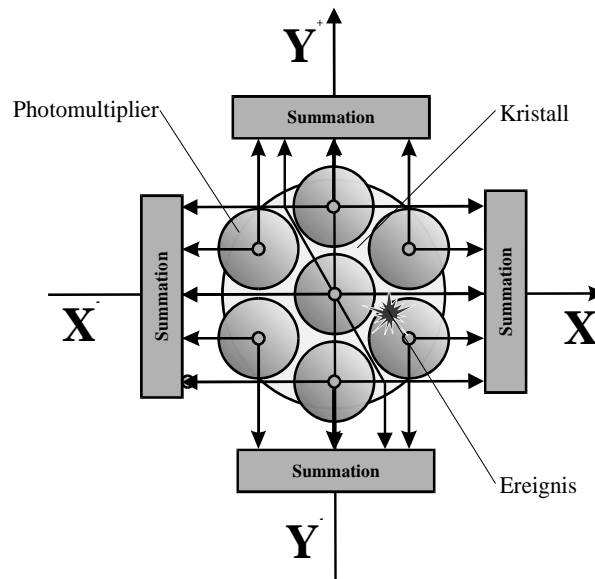
Die Ortsauflösung sinkt mit zunehmender Gammaenergie und steigt mit der Zunahme der Kollimatorkanallänge, der Septendicke (Effekt der Verringerung der Septenpenetration) und der Verringerung des Kanaldurchmessers an. Die Empfindlichkeit verhält sich dazu gegensätzlich. Demzufolge ist hier ein Kompromiss erforderlich, da mit der besseren örtlichen Auflösung eine Zunahme der Messzeit einhergeht, diese Abhängigkeit ist aber nur bei einer „Septendicke von deutlich unter 1 mm“ gültig [10]. Diese geringe Dicke kommt nur dann zum Einsatz, wenn Nuklide mit einer geringen Gammaenergie verwendet werden, da sonst eine überaus starke Septenpenetration auftritt. Nuklide mit noch geringeren Gammastrahlenenergien würden sich nur für oberflächennahe Anreicherungen ohne Schwächung eignen. Die Verwendung von  $^{131}\text{I}$  bedingt eine Dicke der Septen von einigen Millimetern, die damit die physikalisch mögliche örtliche Auflösung erreicht.

Die Systemauflösung wird durch die Kristallauflösung (ist inhärent) und der Auflösung des Kollimators beeinflusst. Es gilt Gl. 2.10:

$$\left(FWHM\right)_{System}^2 = \left(FWHM\right)_{inhärent}^2 + \left(FWHM\right)_{Kollimator}^2 \quad (2.10)$$

Übliche SPECT-Kamerasysteme besitzen eine Auflösung von 10 – 12 mm.

Die Ereignisortung hat das Ziel, den Entstehungsort des detektierten Photons genau zu determinieren und in einer Bildmatrix zu speichern. Das Photon löst bei der Absorption die Szintillation aus, deren sichtbare Photonen breiten sich im lichtdurchlässigen Kristall in alle Richtungen aus. Ihre Intensität nimmt mit der Entfernung vom Szintillationsort ab. Alle SEV registrieren Lichtanteile der Lichtemission, die der Energie des auslösenden Photons gegenüber direkt proportional sind. Da die von den SEV registrierte Impulshöhe unterschiedlich ausfällt, kann aus der Verteilung der Impulshöhe der Emissionsort errechnet werden. Das Prinzip ist in Abb. 2-9 dargestellt:



**Abbildung 2-9: Abbildungsprinzip einer einzelnen Szintillation (Anger-Prinzip) [10]**

In der Abbildung geben die Pfeile die Richtungen und Entfernungen zwischen Photomultiplier und Rand der Gammakamera an. Aufgrund der Summation der ankommenden Impulse kann das Ereignis geortet werden, wobei dieses Verfahren für jede Achse des virtuellen Koordinatensystems für die positive als auch für die negative Richtung angewendet wird. Der Ort wird als  $(x_i; y_j)$  angegeben. Bevor der Szintillationsort der Bildmatrix übermittelt wird, sind verschiedene Korrekturen notwendig.

Die Linearitätskorrekturmatrix reguliert Lokalisationsungenauigkeiten, die mittels Korrektursummanden der  $x$ - und  $y$ -Koordinaten in der Matrix als  $(x_i + \Delta x; y_j + \Delta y)$  ausgedrückt werden.

Da die SEVs nicht über die vollständige Kristalloberfläche verteilt sein können, erzeugen Ereignisse in den Bereichen zwischen den SEVs niedrigere Signalhöhen als am Rand eines SEV. Ein Ereignis in der Mitte des Sichtfeldes des SEV bewirkt die größte Signalamplitude. Die Energiekorrekturmatrix gleicht diesen Zusammenhang zu einem homogenen Bild aus, sodass bei homogener Einstrahlung an jedem Bildpunkt die gleiche Signalhöhe resultiert. Demzufolge sind in der Matrix Faktoren größer-gleich Eins hinterlegt. Bereiche niedriger Signalhöhen werden Bereichen höchster Signalhöhen angepasst. Diese Matrix gewährt damit die Proportionalität zwischen Photonenenergie und Signalhöhe

am SEV. Diese wird nach definierten Aufnahmezeiten über Iterationsverfahren berechnet und die Aufnahme unter Berücksichtigung der berechneten Korrektur wiederholt. Dieser Vorgang wird wiederholt, bis ein Kriterium erfüllt ist und signalisiert, dass nach der letzten Analyse nur noch unwesentliche Veränderungen der Korrekturmatrix aufgetreten sind.

Systembedingte Verluste, die bei homogener Einstrahlung nicht die entsprechende Ausbeute für jeden Matrixpunkt erbringen, werden mittels einer Homogenitätskorrekturmatrix (siehe S. 18) ausgeglichen.

Für eine Kalibrierung oder Qualitätssicherung können die Korrekturen über Sicherheitsmechanismen außer Kraft gesetzt werden.

### **2.3.2 Tomographie**

In der Tomographie besteht das Messsystem aus einer oder mehreren Gammakameras nach Anger (meist zwei Kameras), die an einer mechanischen Aufhängung angebracht sind und um den Patienten rotieren. Die Rotationsachse ist die Patientenlängsachse. Die Rotationsbahn ist meist eine Ellipsenbahn, da die Kameraköpfe nach der Oberfläche des liegenden Patienten fahren. Nur sehr selten wird eine Kreisbahn gefahren. Diese Rotation nach der Kontur führt zu einer verbesserten räumlichen Auflösung [13].

Während einer Aufnahme registriert die Kamera planare Szintigramme. Dies geschieht, in dem sie in einer vorgegebenen Anzahl von Winkelstellungen für eine bestimmte Messdauer hält. Die Kamera fährt also von Winkelschritt zu Winkelschritt, beachtet dabei die Kontur und misst die radioaktive Strahlung in der vorgegebenen Messzeit. Die Anzahl der Winkel richtet sich hierbei nach der Matrixgröße der Szintigramme.

Bei der Tomographie muss die Toleranz gegenüber den Fehlerquellen einer planaren Szintigraphie geringer sein, da diese die Bildqualität erheblich beeinflussen. Neben den Fehlerquellen der Szintigraphie ist die Genauigkeit der Einhaltung des Rotationszentrums von großer Bedeutung. Diese Abweichungen treten wegen Schwächen der Gantry-Mechanik auf und führen zu ringförmigen Artefakten. Inhomogenitäten, die auf den Einfluss des Erdmagnetfeldes

zurückzuführen sind, werden mittlerweile durch Photomultiplier-Stabilisierung ausgeschaltet [13].

Wenn der Kamerakopf exakt justiert ist und um eine Systemachse rotiert, wird dieselbe Objektschicht immer von ein und demselben Kristallbereich gesehen. Daraus folgt, dass sich ein Objekt bei Einsatz eines Parallellochkollimators in einen Stapel von zweidimensionalen Scheiben zerlegen lässt. Die „Aneinanderreihung“ derer ergibt wieder das dreidimensionale Objekt.

SPECT- und PET-Aufnahmen ermöglichen den Vorteil, dass über eine Rekonstruktion der Projektionsdaten Informationen über die Tiefe der Strahlenquellen erhalten werden. Die SPECT-Untersuchung basiert auf einer rotierenden Kamera, wohingegen die PET-Aufnahmen (die Bildgebung baut auf dem Paarvernichtungseffekt und der daraus resultierenden Vernichtungsstrahlung auf) auf einem dem Patienten umgebenden Detektorring beruhen.

Die räumliche Auflösung einer rekonstruierten Schicht hängt neben den Kollimatoreigenschaften von der Position der zu betrachtenden Struktur in der Schicht, vom Messabstand Kamera zu Objekt und dem Algorithmus zur Rekonstruktion der Objektverteilung ab. Die Ortsauflösung verringert sich bei Zunahme des Messabstandes (siehe S. 18). Deshalb ist der Rotationsradius bei tomographischen Aufnahmen neben der Wahl des Parallellochkollimators bedeutsam für die erreichbare Auflösung des rekonstruierten Bildes. „Die Ortsauflösung verschlechtert sich um etwa 0,5 mm pro Zentimeter größerem Rotationsradius“ [12].

Als Rekonstruktionsalgorithmen sind für die Bildrekonstruktion aus den Rohdaten für die Tomographie die gefilterte Rückprojektion (FBP) und die iterative Rekonstruktion von Bedeutung. Bei der Rückprojektion wird die in den Pixeln der einzelnen Projektionen gemessene Impulszahl entgegengesetzt der ursprünglichen Projektionsrichtung zurückprojiziert. Die Projektionsdaten werden zuvor gefiltert. Alle Winkelrichtungen, bei denen Projektionen aufgenommen wurden, werden in der Berechnung berücksichtigt. Dabei wird die Impulszahl zu jedem Voxel dazu addiert, das von einem Strahl der

Rückprojektion durchquert wird. Dabei wird berücksichtigt, dass nicht jedes Voxel von dem Rückprojektionsstrahl gleichermaßen überlappt wird [10].

Es kann gesagt werden, dass die gefilterte Rückprojektion eine rechentechnisch elegante Vorgehensweise ist. Die Rekonstruktion für jeden einzelnen Winkel kann nach erfolgter Aufnahme der Messwerte unter diesem Winkel erfolgen. Die gefilterte Rekonstruktion kann auf zwei Schritte zusammengefasst werden: Zuerst wird eine Filterung der diskreten Projektionen mit dem diskreten transformierten Filter vorgenommen und anschließend die gefalteten Projektionen rückprojiziert [10, 13].

Mittels Schnittbildtechniken ist eine räumliche Zuordnung von Aktivitätsanreicherungen oder -defiziten möglich. Bei dieser Zuordnung hat die planare Technik einen Nachteil. Projektionsbeiträge, die nicht aus der Objektverteilung stammen, werden eliminiert. Elementar ist die Größe der Winkelanzahl, unter der die Projektionen gemessen wurden. Die Formel (2.11) zeigt, wie die Anzahl an notwendigen Winkelschritten ermittelt werden kann. Dabei ist  $n$  die Summe der äquidistanten Winkelschritte,  $b$  die Breite des Detektors und  $l$  die Kantenlänge der quadratischen Pixel. Dabei wird aus dem Quotient  $(\frac{b}{l})$  die Größe der Bildmatrix errechnet ( $64 \times 64$ ,  $128 \times 128$ , ...). Die Winkelschritte sind über den Vollkreis verteilt. Da heutzutage die Aufnahmegeräte zwei oder mehr Angerkameras besitzen, wird entsprechend nur ein Teilkreis gefahren.

$$n = \frac{\pi \cdot b}{l} \quad (2.11)$$

In der Praxis sind neben den Angerkameras für Schilddrüsenaufnahmen am Uniklinikum Leipzig Doppelkopf-gammakameras im Einsatz. Deshalb fährt bei Tomogrammaufnahmen jeder Kamerakopf einen Halbkreis, es entsteht eine 360°-Abtastung. Nur bei einer Herztomographie wird ein spezieller Algorithmus für eine 180°-Abtastung verwendet.

Die Grundlagen für iterative Rekonstruktionsverfahren waren schon eher bekannt, bevor sie sich in der medizinischen Tomographie etablierten. Das Objekt und auch die Projektionen werden als diskret angesehen. Es werden zu einer beliebig gewählten Anfangsverteilung Projektionen berechnet und ein Vergleich zwischen gemessener und berechneter Projektion vorgenommen. Daraus resultieren Korrekturwerte für jedes Pixel und somit eine neue Verteilung, auf die der nachfolgende Iterationsschritt aufbaut.

Zuvor wird der Bildbereich in Pixel aufgeteilt, diese Aufteilung ergibt sich aus der Messgeometrie und der Auflösung der Projektionsmatrix im kartesischen Koordinatensystem. Außerdem wird die Ausgangsverteilung festgelegt, zu der entweder eine initiale Rückprojektion aus den gemessenen Projektionen Verwendung findet oder eine Gleichverteilung anhand des Mittels über alle Pixelwerte in den gemessenen Projektionen herangezogen wird.

Die nach der Aufnahme stattfindenden schrittweisen Annäherungen werden in verschiedenen Schritten vorgenommen, diese zeigt die Abb. 2-10:

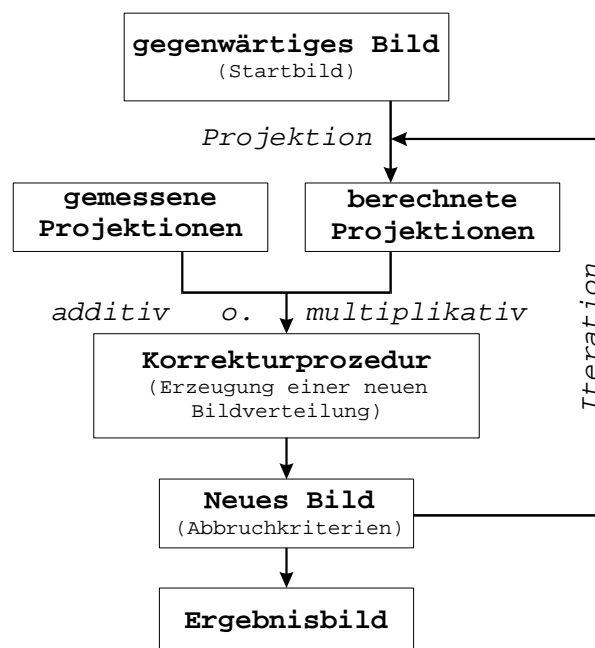


Abbildung 2-10: Grundlegender Ablauf iterativer Rekonstruktionsverfahren [10]

Zuerst werden Projektionen der aktuellen Bildverteilung berechnet, Berücksichtigung können dabei physikalische Gegebenheiten des Abbildungsvorganges, wie z.B. Kollimatoreigenschaften, Divergenz und Schwächung der Strahlung finden.

Es folgt der Vergleich der berechneten Projektion mit der entsprechenden gemessenen Projektion. Abweichungen werden durch einen Korrekturwert ausgedrückt. Daraus ergibt sich eine verbesserte Näherung des Objekthinhalts durch die Bildverteilung.

Findet eine gleichzeitige Korrektur aller Pixel statt, auch simulative Korrektur genannt, wird die gesamte Objektverteilung daraufhin modifiziert. Bei den aufeinanderfolgenden Projektionen wird dieser Korrekturschritt ebenso durchgeführt. Andere Verfahren dagegen verwenden die pixelweise Korrektur. Hier wird ein Pixel aufgrund der für ihn ermittelten Korrekturwerte modifiziert. Diese modifizierten Werte gehen dann in die nächste Projektion mit ein, ebenso auch die Korrekturwerte für das nächste Pixel. Dadurch sind diese Art Verfahren sehr rechenaufwändig aber auch recht stabil, da sehr oft in einer Iteration Strahlsummen berechnet werden müssen. Das dritte Korrekturverfahren ist die richtungsweise oder projektionsweise Korrektur. Zur Anwendung gelangen die für eine Richtung ermittelten Korrekturwerte, bevor unter der nächsten Richtung neue Projektionen ermittelt werden. Das zweite und dritte Korrekturverfahren wird auch als nicht-simulative Korrektur der Objektpixel bezeichnet [12, 13].

Finden bei der iterativen Rekonstruktion multiplikative Schritte Anwendung, wird als repräsentativer Wert des vorgenommenen Vergleichs der Quotient aus gemessener und berechneter Projektion angesehen. Additive Verfahren verwenden dafür den Korrekturwert als Differenz der entsprechenden Projektionswerte. Allerdings können dabei auch negative Werte auftreten, multiplikative Verfahren schließen diese Werte aus.

Das Ergebnis des Korrekturschritts wird also dem Abbildungsschritt wieder zugeführt. Iteration bedeutet, dass der nächste Schritt des Vergleichs zwischen der gemessenen Projektion und der neu berechneten Projektion aus dem neuen Bild (entstand aus dem letzten Vergleich) vollzogen wird. Häufig werden für ein iteratives Verfahren auch noch Subsets angegeben. Die Anzahl der

Subsets gibt eine Zusammenfassung von Winkelprojektionen an. Bei einer Anzahl von 10 Subsets wird dann für jeden Vergleich der berechneten Projektion mit der entsprechenden gemessenen Projektion jede zehnte Winkelprojektion in der Berechnung einer Iteration verwendet. Daraus ergibt sich, dass bei einer Verwendung dieser Anzahl Subsets bei einer Aufnahme von 120 Projektionen (jeder dritte Winkelschritt wird eine Projektion vom Aufnahmegerät durchgeführt) am besten 12 Iterationen durchgeführt werden, damit jede Projektion in der Rekonstruktion Anwendung findet. Diese Methode führt zu einer Verkürzung der Rechenzeit des Algorithmus, da nicht bei jeder Iteration alle Projektionen berücksichtigt werden.

Häufig kommen Abbruchkriterien zur Anwendung. Wenn der berechnete Korrekturfaktor nahe 1 ist, das Objekt „ausiteriert“ ist und der Vergleich rückläufige Ergebnisse bringt oder Zeitgründe vorliegen wird der Algorithmus abgebrochen.

Der Vergleich iterativer Verfahren mit dem Verfahren der Rückprojektion legt nahe, dass beide nur „unvollkommene“ Informationen erhalten. Gründe dafür sind die Digitalisierung der eigentlich kontinuierlichen Nuklidverteilung, das Hintergrundrauschen und die begrenzte Anzahl an Projektionswinkeln. Iterative Verfahren können physikalische Gegebenheiten des Abbildungsvorganges im Rechengang berücksichtigen, sie sind genauer. Der notwendige Rechenaufwand wird mit der heutigen Rechentechnik gut gemeistert.

Häufig wird für die SPECT-Rekonstruktion eine Schwächungskorrektur durchgeführt. Dazu wird, wenn möglich, ein „Low dose“-CT gefahren, aus dem Schwächungsparameter des menschlichen Körpers generiert werden, die dann in den Rekonstruktionsalgorithmus einfließen. Ein „Low dose“-CT unterscheidet sich von einem diagnostischen CT, in dem hierbei die niedrigste mögliche Strahlungsmenge für den Zweck der Aufnahme verwendet wird. Die Nutzung der Schwächungsparameter führen zu einem Bild mit höherem Bildkontrast. Es werden die radioaktiven Herde besser hervorgehoben. Damit werden Auswertungen aus diesen Bildern präziser.



## 3 Material und Methoden

### 3.1 Phantomuntersuchungen

Es wurden Phantomuntersuchungen mit einer Doppelkopfkamera durchgeführt. Dafür wurde ein Thoraxphantom verwendet, in dessen Hohlräumen der Lungenpartien Gefäße mit Aktivität platziert wurden. Der Vorteil eines Thoraxphantoms ist, dass in Hohlräumen der Lungen- und Magenpartien Untersuchungsobjekte impliziert werden können. Die Gefäße waren kleine Fläschchen und Spritzen unterschiedlicher Volumina im Bereich von ca. 3 ml bis ca. 50 ml. Sie wurden mit einer Flüssigkeit jeweils gleicher Aktivitätskonzentration gefüllt. In Abb. 3-1 und Abb. 3-2 sind das Phantom und dessen Querschnitt in der Länge mit entsprechenden Maßen dargestellt. Die Breite des Phantoms beträgt 39 cm.

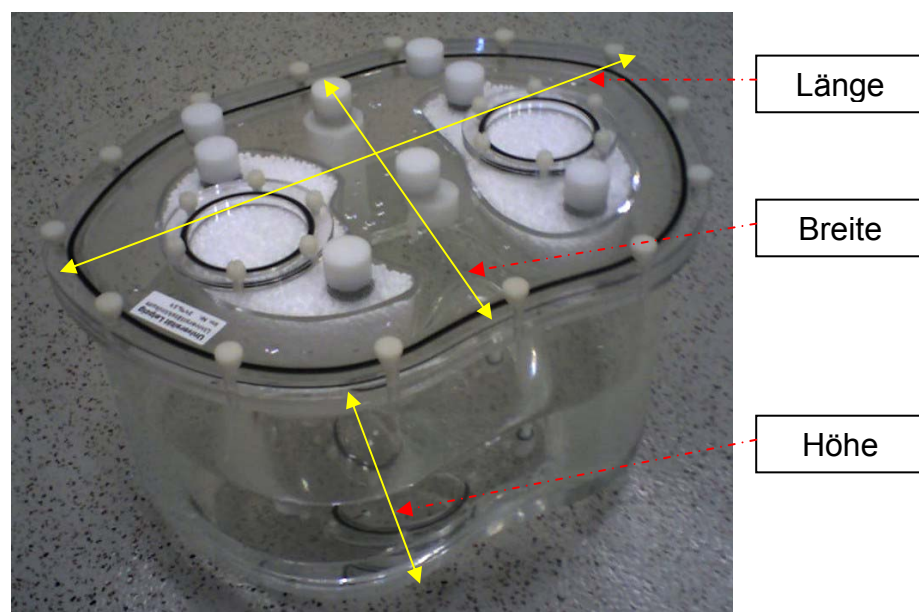
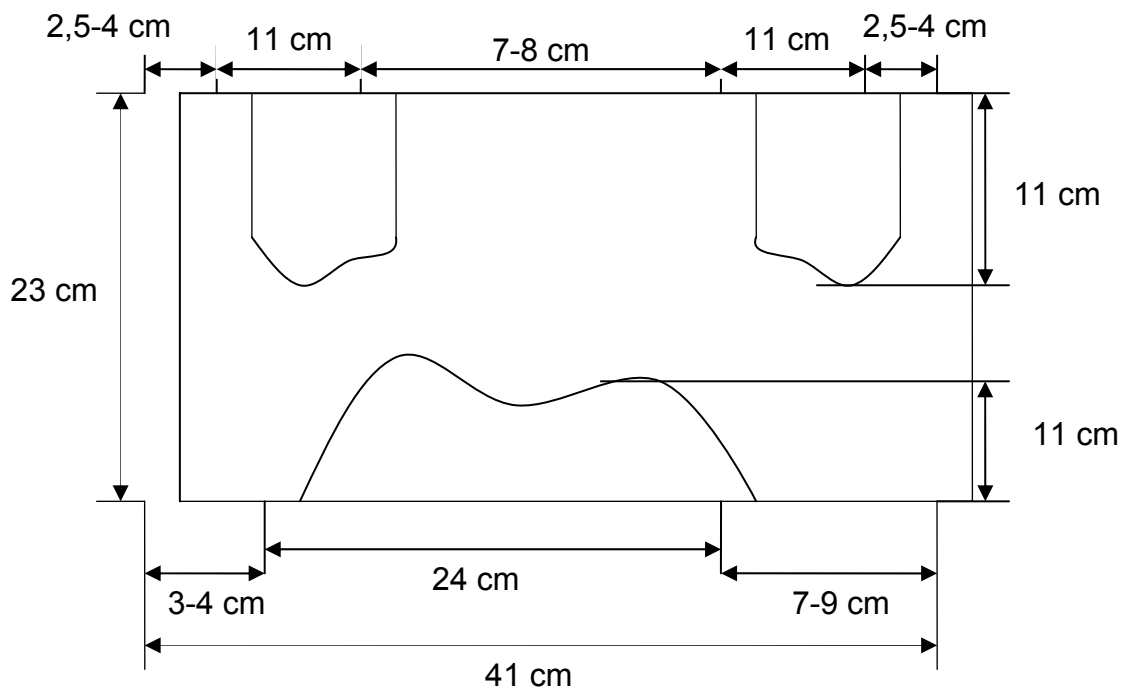


Abbildung 3-1: Thoraxphantom mit Längenbezeichnungen



**Abbildung 3-2: Querschnitt des Thoraxphantoms mit Maßen, nicht maßstabsgerecht**

Als Nuklide wurden  $^{131}\text{I}$ ,  $^{177}\text{Lu}$  und  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  verwendet.  $^{131}\text{I}$  wird für die meisten Nuklidtherapien, den Schilddrüsenthapien, am Uniklinikum Leipzig in gelöster und in Pulverform eingesetzt. Als Radiopharmazeutikum ist  $^{131}\text{I}$  als Natriumiodid gebunden.  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  ist am Universitätsklinikum das Nuklid, das am meisten für ambulante Zwecke in der Nuklearmedizin verwendet und als Technetium-99m-Pertechnetat in gelöster Form eingesetzt wird. Neben den Iodtherapien für die Schilddrüse werden Therapien neuroendokriner Tumore mit  $^{90}\text{Y}$  und  $^{177}\text{Lu}$  durchgeführt. Das  $^{90}\text{Y}$ -Spektrum besitzt gegenüber dem Spektrum von  $^{177}\text{Lu}$  keine ausgeprägten Peaks. Daneben wird für die Detektion die Gammastrahlung der Energie von 202,5 keV verwendet, sodass ein entsprechender Kollimator für diese Energie im Uniklinikum nicht vorhanden ist und kontrastschwache Bilder die Folge sind (siehe S. 30). Deshalb wurde  $^{177}\text{Lu}$  gewählt.  $^{177}\text{Lu}$  als Radiopharmazeutikum wurde als Marker an dem Tracer DOTA(0)-Phe(1)-Tyr(3)octreotid (DOTATOC) in gelöster Form verwendet.

Bei  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  wurde die Gammastrahlung der Energie von 140,5 keV mit einer Abweichung von ca. 10 % für die Aufnahmen genutzt. Bei  $^{131}\text{I}$  und  $^{177}\text{Lu}$  liegt die Energie bei 364,5 keV und bei 378,5 keV und der Bereich des

Aufnahmefensters lag ebenfalls im Bereich der 10 %igen Abweichung des Energiepeaks.

Phantomuntersuchungen mit dem Nuklid  $^{99m}\text{Tc}$  wurden mit dem VPC 45-Kollimator durchgeführt. Es ist ein LEHR-Kollimator, der für eine mittlere Energie der Gammastrahlung von 140 keV, für niederenergetische  $\gamma$ -Strahlung, hergestellt wurde. Dessen Lochdurchmesser beträgt 1,5 mm, deren Septendicke 0,2 mm und deren Septenlänge 35,0 mm.

Für die Nuklide  $^{177}\text{Lu}$  und  $^{131}\text{I}$  wurde der VPC 6-Kollimator verwendet, ein HEGP-Kollimator. Er ist für höherenergetische  $\gamma$ -Strahlung mit einer vorzugsweisen mittleren Energie von 360 keV geeignet. Bei diesem Kollimator beträgt der Lochdurchmesser 4,4 mm, die Septendicke 1,8 mm und die Septenlänge 66,0 mm. Dieser Kollimator wird auch für  $^{90}\text{Y}$ -Aufnahmen verwendet, da bei diesem Nuklid und dem LEHR-Kollimator eine hohe Anzahl an Septenpenetrationen auftreten würde. Aufgrund der mittleren Energie des HEGP-Kollimators werden  $^{90}\text{Y}$ -Aufnahmen kontrastarm.

Vom Phantom wurden SPECT-Aufnahmen generiert. Dazu wurde zuerst als „Transmission“ ein „Low-dose“-CT aufgenommen und anschließend die Emissionsmessung absolviert. Bei der Emission ließ man die Gantry mit deren 2 Gammakameraköpfen einen Halbkreis fahren. Dabei wurden alle  $3^\circ$  eine Projektion aufgenommen. Demzufolge ergeben sich Projektionen aus 120 Positionen (Winkelschritten). Die Aufnahmezeit pro Winkelschritt ergab sich aus der Aktivitätskonzentration, so dass bei den Aufnahmen kein Pixelüberlauf entstand. Ebenso durfte die Aktivitätskonzentration nicht zu groß sein, da man sonst bei den Aufnahmen in den Totzeitbereich kommt.

Der Pixelüberlauf tritt auf, wenn zu viele Counts gezählt werden und dann der Speicherinhalt pro Pixel nicht mehr ausreicht. Die Totzeit ist ebenfalls ein Maß für die Leistungsfähigkeit des Messsystems (siehe S. 18). Es existieren Messsysteme, die die gesamte und die tatsächliche Messzeit angeben, wenn eine bestimmte Anzahl an Ereignissen oder die tatsächliche Messzeit vorgegeben wird. Die Differenz beider Zeiten ist die Totzeit. Totzeit und Pixelüberlauf bestimmen das Ergebnis der Aufnahmen erheblich, es könnte zu ungenau werden. Für die Aufnahmezeit und die Aktivitätskonzentration wurden Werte gewählt, bei denen diese beiden Probleme nicht auftraten.

Bei der  $^{177}\text{Lu}$ -Aufnahme wurde eine Aktivitätskonzentration von 1,388 MBq/ml, bei  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  von 4,0 MBq/ml und 2,66 MBq/ml und bei  $^{131}\text{I}$  von 2,3 MBq/ml verwendet. Die Aufnahmezeit betrug bei der  $^{177}\text{Lu}$ -Aufnahme 60 s pro Winkelschritt, bei den beiden  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Aufnahmen 5 s pro Winkelschritt und 10 s pro Winkelschritt und bei der  $^{131}\text{I}$ -Aufnahme 5 s pro Winkelschritt.

Die Phantomuntersuchungen wurden mit der Millennium VG 8-Doppelkopfkamera der Firma GE durchgeführt. Sie ist in Abb. 3-3 zu sehen:



**Abbildung 3-3: Die Millennium VG8 Kamera [16] mit zwei Detektoren**

Zur Bildrekonstruktion wurden der OSEM-, der SIRT- und der ReSPECT-Algorithmus verwendet, deren Bilder ausgewertet und die Ergebnisse miteinander verglichen.

Es wird ein Algorithmus gesucht, bei dem Herde einer Phantomuntersuchung mit definiertem Volumen und gleich großer Aktivitätskonzentration innerhalb eines genauer betrachteten Bereichs eine annähernd gleich große Anzahl Counts ergeben. Der genauer betrachtete Bereich ist das Maximum des Herdes. Deshalb wurden die Maxima der Phantomuntersuchungen ausgewertet. Das Maximum spiegelt in diesen Untersuchungen wider, bei welcher Anzahl an Iterationen (und je nach Algorithmus auch die Anzahl der Subsets) der Rekonstruktionsalgorithmus realitätsnah arbeitet. Je näher ein Verhältnis der Maxima der unterschiedlichen Volumina mit gleich großer Aktivitätskonzentration gegen Eins tendiert, desto genauer ist das Verhalten des Algorithmus. Dieser Zusammenhang wird auch bei vergleichbaren ROI gesucht. Die Variation der Anzahl an Iterationen und gegebenenfalls der Anzahl der Subsets dient dazu eine Kombination (Iteration, Subsets) zu finden, die das Ergebnis mit der größten Annäherung der Maxima liefert.

## 3.2 Der OSEM-Algorithmus

Der OSEM-Algorithmus führt Iterationen des EM-ML-Verfahrens aus. Dabei wird der statistische Charakter von Rauschstörungen, die bei der Aufnahme stattfinden, berücksichtigt. Das Verfahren sucht die Objektverteilung mit der größten bedingten Wahrscheinlichkeit. Diese wird in einem ersten Schritt bei einer angenommenen Objektverteilung berechnet. Es wird also ein Objekt angenommen, das die gemessenen Projektionen erzeugt hat. Die Wahrscheinlichkeit aller in einem Verbund betrachteten Objektpixel mit der Berücksichtigung von poissonverteilten Messfehlern, ergibt eine Funktion, die im zweiten Schritt durch Differenzierung nach bestimmten Parametern maximiert wird. Das ist die Iterationsvorschrift. Das EM-ML-Verfahren schließt sich den simulativen Korrekturverfahren an [12].

Der komplette Satz an Winkelprojektionen wird beim OSEM-Verfahren in gleichgroße Untermengen an Projektionswinkeln zerlegt, die Subsets genannt werden. Für jedes Subset wird eine EM-ML-Iteration durchgeführt. Danach wird mit der Objektschätzung eine komplette Korrektur aller Pixel vorgenommen und anschließend mit der korrigierten Schätzung zum nächsten Subset übergegangen. Nach der Verrechnung aller Subsets besteht eine vollständige Iteration. Der OSEM-Algorithmus ist also ein Mittelweg zwischen den simulativen und nicht-simulativen Verfahren. Da die Objektschätzung zwischenzeitlich nach der Anzahl der Subsets komplett korrigiert wird, tritt eine schnelle Konvergenz auf [12].

Es wurden die Rohdaten einer SPECT-Aufnahme des Thoraxphantoms, mit  $^{177}\text{Lu}$ -DOTATOC gefüllt, vom OSEM-Algorithmus rekonstruiert. Dazu wurde eine Hermes<sup>®</sup>-Workstation verwendet. Die Volumina im Phantom betrugen 35 ml und 10 ml. Die Rohdaten wurden mit den Kombinationen (Iterationen, Subsets) (1;1), (2;1), (3;1), (5;1), (10;1), (15;1), (30;1), (60;1), (100;1), (1;2), (2;2), (3;2), (4;2), (10;2), (1;3), (2;3), (3;3), (2;4), (8;4), (1;5), (5;5), (10;5), (4;8), (15;8), (1;10), (2;10), (5;10), (10;10), (1;15), (8;15), (15;15), (30;15), (1;30), (15;30), (30;30), (60;30), (100;40), (1;60), (30;60), (60;60), (100;60), (1;102), (40;102), (60;102), (100;102) rekonstruiert. Diese Kombinationen sind eine Auswahl, die das Verhalten des Algorithmus über alle

Kombinationsmöglichkeiten widerspiegelt. 100 Subsets ließ der Algorithmus nicht zu und bot als Alternative 102 Subsets an. Dabei wurden keine Filter verwendet. Die Auswertung erfolgte an der Hermes<sup>®</sup>-Workstation mit dem Hybrid-Viewer. Aus den dargestellten Anreicherungen wurden pro Herd das Maximum und der Mittelwert ermittelt. Aus einer 2×2 Pixel großen ROI, die über das Maximum des Herdes gelegt wurde, sind der Mittelwert und das Minimum bestimmt worden. Anhand einer Profilkurve wurde die Halbwertsbreite des Herdes herausgefunden. Das Maximum resultierend aus dem 10 ml Gefäß wurde dem Maximum des 35 ml Gefäßes ins Verhältnis gesetzt. Dadurch können Rückschlüsse auf die Berücksichtigung der einzelnen Herde durch den Rekonstruktionsalgorithmus gezogen werden.



**Abbildung 3-4: Das PET/CT Biograph 16**

Um zu sehen, ob die Resultate der SPECT-Bilder in gewissem Maße auch bei PET-Bildern auftreten, wurde eine Phantomaufnahme mit dem PET/CT Biograph 16 der Firma Siemens (Abb. 3-4) unternommen. Im Phantom waren vier mit  $^{18}\text{F}$  (gelöstes FDG) gefüllte Gefäße von 35 ml, 17,5 ml, 10 ml und 3,5 ml Volumen mit einer Aktivitätskonzentration von 1 MBq/ml deponiert. Damit kann auf die Berücksichtigung kleiner Herde während der Rekonstruktion geschlossen werden. 25 Minuten nach der Abmessung der Aktivitätskonzentration wurde die erste Aufnahme mit dem Ganzkörperprotokoll durchgeführt. Nach 125 Minuten, weiteren 200 Minuten und noch einmal 55 Minuten erfolgten weitere Aufnahmen mit dem Ganzkörperprotokoll. 24 Minuten nach der vierten Zeit wurde eine zusätzliche Aufnahme mit dem

Hirnprotokoll durchgeführt. Diese Zeitabstände resultierten aus der Einbindung der Phantomaufnahmen in den Tageszeitplan des Universitätsklinikums Leipzig. Jede Phantomaufnahme setzte sich aus einer „Low dose“-CT Aufnahme und einer PET-Aufnahme zusammen. Der Aufnahmezeit des PET-Detektorrings dauerte 3 Minuten mit dem Ganzkörperprotokoll und 10 Minuten mit dem Hirnprotokoll. Der Unterschied des Hirnprotokolls zum Ganzkörperprotokoll ist, dass das erstgenannte eine längere PET-Aufnahmedauer und eine größere Matrix verwendet und damit eine höhere Auflösung generiert wird.

Die Rekonstruktion der Aufnahmen mit dem Ganzkörperprotokoll erfolgte mit folgenden (Iteration, Subset)-Kombinationen: (1;4), (2;4), (5;4), (8;4), (1;8), (2;8), (4;8), (6;8), (8;8), (1;16), (6;16), (8;16). Bei allen Rekonstruktionen wurde eine Schwächungskorrektur durchgeführt. Als Grundlage für die Schwächungskorrektur diente die „Low dose“-CT Aufnahme. Dabei wurden alle vier Aufnahmen mit der Standardeinstellung (4;8) und zusätzlich auch ohne Schwächungskorrektur rekonstruiert.

Die letzte Aufnahme wurde zusätzlich mit dem Hirnprotokoll generiert und mit diesen (Iteration, Subset)-Kombinationen (1;4), (2;4), (4;4), (5;4), (8;4), (1;8), (2;8), (4;8), (6;8), (8;8), (1;16), (6;16), (8;16) und einer Schwächungskorrektur rekonstruiert. Zusätzlich wurde bei den Kombinationen (4;4), (4;8), (6;8), (1;16) und (6;16) eine Rekonstruktion ohne Schwächungskorrektur durchgeführt.

Aus allen rekonstruierten Bildern wurde das Maximum ermittelt. Das Maximum der 17,5 ml, 10 ml und 3,5 ml Volumina wurden dem des 35 ml Volumens ins Verhältnis gesetzt.

### 3.3 Der SIRT-Algorithmus

Der SIRT-Algorithmus wurde in Lindner [6] bei der Rekonstruktion der Daten, die mit der Handkamera aufgenommen wurden, genutzt. Vor dem Start der Rekonstruktion muss dem Algorithmus ein bestimmtes Modell bekannt sein. Dieses Modell berücksichtigt Eigenschaften des verwendeten Kollimators, Aufnahmebedingungen und Effekte auf dem Strahlenweg. Es wird teilweise aus der Aufnahme oder aus vor jeder Rekonstruktion angegebenen Parametern berechnet.

Wie bei jedem Rekonstruktionsalgorithmus wird am Anfang von einer homogenen Verteilung ausgegangen. Das sind die theoretischen Messwerte. Bei der folgenden Rückprojektion werden die Daten des bestimmten Modells verarbeitet. Es tritt eine starke Abweichung der theoretischen zu den gemessenen Werten auf. Das ermöglicht einen Vergleich der theoretischen mit den gemessenen Werten. Dieser Vergleich wird bei jeder Winkelprojektion durchgeführt. Man erhält eine Differenz. Es wird für jede Winkelprojektion eine Korrekturmatrix erstellt, die in dafür vorgesehenen Zellen eingetragen wird. Die Zellinhalte werden gemittelt. Die theoretischen Werte werden mit dem Ergebnis korrigiert und es kommt zur Überschreibung der theoretischen Werte in den entsprechenden Zellen durch die korrigierten Werte. Es ist nun eine erste Lösung aus dieser Iteration entstanden, aus theoretischen Werten sind berechnete Werte geworden. Diese werden nun wieder mit den gemessenen Werten verglichen und die resultierende Differenz fließt genauso wieder in die Korrektur ein. Aus der nächsten Korrektur erhält man eine weitere Lösung, die zur ersten dazu addiert wird. Diese Folge wird nun so oft wiederholt, bis der „Fehler“ zwischen den gemessenen und berechneten Werten eine vorgegebene Grenze unterschreitet oder eine vorgegebene Anzahl an Iterationen berechnet wurde [17]. Da der SIRT-Algorithmus eine nicht-simulative, pixelweise Korrektur vornimmt, sind lange Rechenzeiten zu erwarten.

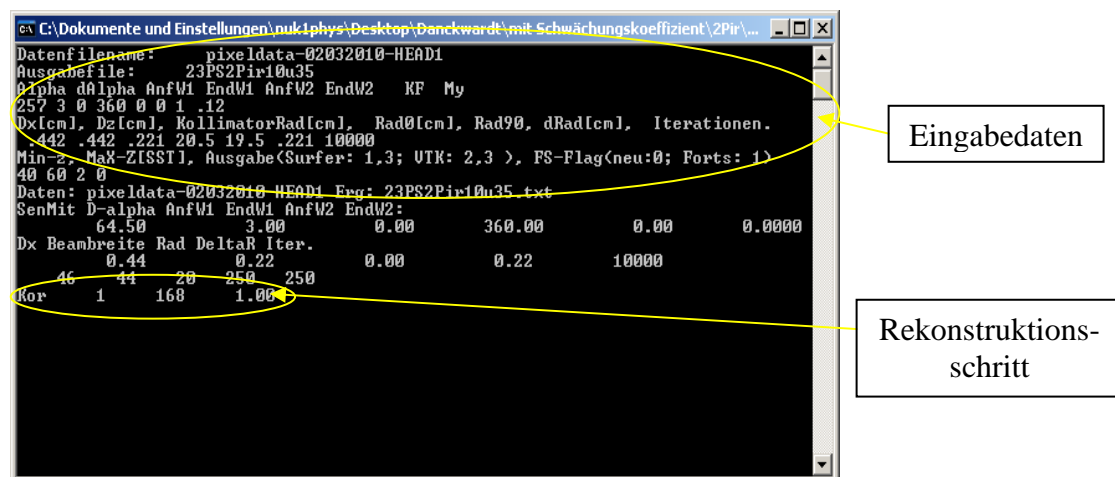
Es wurden zwei Versionen des SIRT-Algorithmus verwendet. Für alle Versionen muss vor Beginn das Modell festgelegt werden. Unterschiede der SIRT-Algorithmen sind ausschließlich bei Modelländerungen zu finden. In der ersten Version wird die Strahlwirkung, Divergenz und Absorption, berücksichtigt. Die



zweite Version beinhaltete drei Möglichkeiten: Der gemessene Strahl divergiert nicht, divergiert kreisförmig oder divergiert kugelförmig. Alle drei Möglichkeiten durchliefen einen Test, bei dem die  $^{177}\text{Lu}$ -Aufnahme (siehe S. 29 ff.) über ca. 2000 Iterationen rekonstruiert wurde. Die Endergebnisse wurden bezüglich der benötigten Zeitdauer und der Annäherung der Maxima der beiden Herde verglichen und dann die Version mit der kreisförmigen Divergenz näher auf ihr Verhalten untersucht.

Die Datei der zu bearbeitenden Rohdaten muss ein Textfile im \*.dat-Format sein. Der Editor kann dieses Format lesen. Datenfilename und Ausgabefilename werden als erste Angabe benötigt. Als nächstes wird angegeben, in welchem Bereich des Kreises Winkelprojektionen aufgenommen wurden. Da in einem Vollkreis in  $3^\circ$ -Abständen eine Winkelprojektion gemessen wurde, wurden 357 für den Vollkreis und 3 für die Abstände der Projektionen angegeben. Die fehlenden  $3^\circ$  resultieren aus der Tatsache, dass die Winkelprojektion bei  $0^\circ/360^\circ$  doppelt berücksichtigt werden würde. Es werden nun Anfangs- und Endwert des zu rekonstruierenden Winkelbereiches benötigt. Es sollte über den Vollkreis rekonstruiert werden, da andernfalls die hohe Wahrscheinlichkeit besteht, dass nicht alle Anreicherungen in der Rekonstruktion Berücksichtigung finden. Dafür werden die Werte 0 und 360 angegeben. Sollte allerdings eine Rekonstruktion mit dem Nulldurchgang erfolgen (Bsp. von  $-90^\circ$  bis  $90^\circ$ ) so würde ein zweites Mal Anfangs- und Endwert benötigt werden (bei Bsp. 270, 360 und 0, 90). Als Korrekturfaktor und Dämpfungskoeffizient kann ein zu großer oder kleiner Wert gewählt werden. Deshalb wurde als Korrekturfaktor der Wert 1 und als Dämpfungskoeffizient 0,12 gewählt. Diese Werte wurden vom Autor des Programms empfohlen. Es folgt die Pixelgröße, die das rekonstruierte Bild haben soll. Diese soll zum Vergleich der SIRT-Bilder das Maß der OSEM-Bilder,  $0,442\text{ cm} \times 0,442\text{ cm}$ , betragen. Der Lochradius des verwendeten Kollimators wurde mit  $0,221\text{ cm}$  angegeben. Da bei der Verwendung des Thoraxphantoms davon ausgegangen werden kann, dass die Doppelkopfkamera näherungsweise eine Ellipse fährt, wurden für die Halbachsen der Ellipse bei  $0^\circ$  und  $90^\circ$  die Hälfte der Phantomlänge und -breite mit  $20,5\text{ cm}$  und  $19,5\text{ cm}$  angegeben. Jetzt wird eine infinitesimale Größe benötigt, es wird eine maximale Abweichung der

Ellipsenbahn gesucht. Da diesem Wert in der vorliegenden Testphase keine große Bedeutung beigeprlichtet wurde, wurde die Empfehlung des Herstellers verwendet: 0,221 cm als halbe Pixelgröße. Des Weiteren wurde für die zu berechnenden Iterationen der Wert 10000 angegeben. Die letzten notwendigen Angaben sind der Bereich in der Matrix der Rohdaten, in denen die Herde zu finden sind, welches Format die Ausgabedatei umfasst und ob die Rekonstruktion ganz am Anfang gestartet oder ob diese nach einer Unterbrechung fortgesetzt wird. Bricht man eine Rekonstruktion innerhalb einer Iteration ab, kann der Algorithmus mit dieser Iteration fortfahren. Dazu wurde ein temporäres File abgespeichert. Für den letzten Parameter wurden die Werte 40 und 60 angegeben. Diese Werte geben den Bereich in der Rohdatenmatrix wider, in dem die registrierten Impulse der beiden radioaktiven Herde zu finden sind. Die Ausgabe sollte das \*.vtk-Format besitzen. Das Eingabe- und Statusfenster des SIRT-Algorithmus während der Rekonstruktion ist im Folgenden zu sehen:



**Abbildung 3-5:** Eingabe- und Statusfenster des SIRT-Algorithmus, markiert sind: Eingabedaten und aktueller Status der Rekonstruktion (Iteration, Winkelschritt und ein aktueller Fehler

Die Eingabedaten waren immer gleich, da dieser Algorithmus mit der einen Phantomaufnahme von  $^{177}\text{Lu}$  getestet wurde. Die Objektvolumina waren 10 ml und 35 ml. Die Auswertung der Daten geschah mit dem Programm ParaView®, welches die \*.vtk-Dateien verarbeitet. Es wurde die Anwendung ‚Contour‘ genutzt, so dass aus den rekonstruierten Daten der Zellinhalt abgebildet wurde, der einen bestimmten Schwellwert überschritt. So wurden Maxima nach verschiedenen Iterationen ermittelt und das Maximum des 10 ml Volumens mit dem des 35 ml Volumens verglichen.

Wird ein Algorithmus gestartet, wird eine Datei im \*.prt-Format generiert. In dieser Datei ist z.B. zu sehen, welche Iterationen der Algorithmus durchgeführt hat. Dadurch wird Speicherplatz gespart, da nicht nach jeder durchgeführten Iteration eine Datei mit dem aktuell letzten Rekonstruktionsschritt gespeichert wird. Mit fortgeschrittener Rekonstruktion ist in den rekonstruierten Bildern lediglich eine geringe Veränderung zu erkennen, sodass das Ergebnis nicht nach jeder Iteration auszuwerten ist. Eine neue \*.vtk-Datei wird nicht immer angelegt. Meist geschieht das in Zehner-, Fünziger-, Hunderter- oder Tausenderschritten, je nach Fortschritt des Algorithmus. In Version 2 wird in die \*.prt-Datei, die bei dieser Version zur Auswertung herangezogen wurde, das Verhältnis der Maxima der Herde niedergeschrieben.

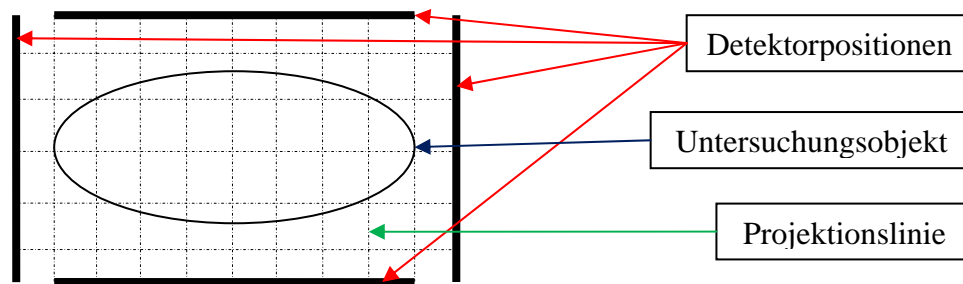
### 3.4 Der ReSPECT-Algorithmus

Der ReSPECT-Algorithmus ist ein multiplikatives iteratives Rekonstruktionsverfahren. Dabei werden Ordered Subsets und Simulative Iteration gemischt verwendet. Dieser Algorithmus kann also als ein Verfahren angesehen werden, das zwischen dem OSEM- und dem SIRT-Algorithmus liegt. Es wird eine korrekte Behandlung der Schwächung und der abstandsabhängigen Abbildungsfunktion realisiert, wobei die Schwächung aus den Rohdaten geschätzt wird oder aus CT-Rekonstruktionen/„Low dose“-CT Aufnahmen herrührt. Die geschätzte Schwächung muss nicht schlechter als die aus den CT-Daten sein. Unabhängig von einer verwendeten Schwächungskorrektur ist eine Streukorrektur der nullten Ordnung Bestandteil des Verfahrens, sie wird aus dem Untergrund des Signals abgeleitet.

Der ReSPECT-Algorithmus hebt sich von anderen Verfahren in verschiedenen Punkten ab. Zum einen wird eine Schwächungsberücksichtigung auch bei der Rückwärtsprojektion vorgenommen. Dies ist bei anderen Verfahren lediglich in der Vorwärtsprojektion implementiert. ReSPECT gewichtet die Güte des Signals nach der Länge des Schwächungsweges durch das aufgenommene Objekt auch bei der Rückwärtsprojektion. Ein erhöhter Kontrast ist die Folge. Außerdem wird eine Kollimatortyp- und Zerfallsenergieabhängigkeit der abstandsabhängigen Abbildungsfunktion des Kollimators berücksichtigt.

Im ReSPECT-Algorithmus kommt eine hochkomplexe Regularisierung in Verbindung mit den zuvor genannten Merkmalen zur Anwendung. Das mathematische Problem der Rekonstruktion ist ein schlecht gestelltes Problem. Ein korrekt gestelltes Problem kennzeichnet, dass es eine Lösung besitzt, diese eindeutig bestimmt werden kann und stetig von den Eingangsdaten abhängt. Ist ein Kennzeichen nicht erfüllt, ist es ein schlecht gestelltes Problem. Meist wird das erste Kriterium (ein Problem hat eine Lösung) verletzt, somit ist auch das zweite Kriterium nicht erfüllt. Bei der Regularisierung wird das schlecht gestellte, also unterbestimmte Problem, möglichst zu einem bestimmten, auch korrekt gestelltes Problem genannt, verändert. Das geschieht beim ReSPECT-Algorithmus mit einer Penaltyfunktion. Diese ist der Poissonstatistik angepasst und wirkt kantenerhaltend. Das verhindert ein zu schnelles Abflachen der Randbereiche des Herdes. Der Algorithmus liefert dadurch realistische Aktivitätskonzentrationen auch bei kleineren Aktivitätsvolumina. Weiterhin wird das Signal/Rausch-Verhältnis mit Rauschunterdrückungsmaßnahmen verbessert, sodass eine gute befundbare Qualität auch bei schwierigen Signalverhältnissen möglich ist [18].

Bei jeder Iteration werden 30 Subsets in die Rekonstruktion einbezogen. Bei 120 aufgenommenen Winkelprojektionen werden zweimal zwei sich gegenüberliegende Winkelprojektionen berücksichtigt. Daraus ergibt sich aus den über das Objekt verteilten Projektionslinien ein kariertes Muster. Bei jeder Iteration werden andere sich gegenüberliegende Winkelprojektionen verrechnet. Die benutzte Testsoftware führte immer 8 Iterationen durch, nach denen ein Bild entstand, das der tatsächlichen Objektverteilung näherungsweise entsprach.



**Abbildung 3-6: Beispiel für kariertes Muster bei 30 Substes auf 120 Projektionen**

Bei ReSPECT werden für jedes verwendete Nuklid entsprechende Aufnahmebedingungen (verwendete Kollimatorart und Nuklideigenschaften) berücksichtigt. Für jedes Nuklid wird für die Rekonstruktion ein spezifisches Protokoll verwendet.

ReSPECT wurde bei den Phantomaufnahmen von  $^{177}\text{Lu}$  mit den Gefäßen von 10 ml und 35 ml Volumen angewendet. Bei Objekten mit  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  wurden zwei Aufnahmen zu verschiedenen Zeiten akquiriert und ausgewertet. Die Volumina der Objekte betrugen 50 ml, 17,5 ml, 9 ml und 4 ml. Diese Volumina wurden auch bei einer  $^{131}\text{I}$ -Aufnahme verwendet. Um zu sehen wie sich der Rekonstruktionsalgorithmus bei unterschiedlichen Nukliden verhält, wurden mit dem ReSPECT-Algorithmus Aufnahmen von  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  und  $^{131}\text{I}$  rekonstruiert. Dabei wurde auch das Verhalten bei kleinen Volumina untersucht. Das Ergebnis der Rekonstruktion der  $^{177}\text{Lu}$ -Aufnahme ist der Grund für die durchgeführten Untersuchungen bezüglich des Rekonstruktionsverhaltens bei weiteren Nukliden.

In der Regel wurde die 12 Voxel Methode angewandt, d.h. es wurde eine ROI von  $2 \times 2$  Pixeln genutzt und über drei aufeinanderfolgende Bilder mit deren Maximum gelegt. Das Maximum, der Mittelwert und die Summe der  $2 \times 2$  Pixel wurden ermittelt. Bei kleinen Herden wurden mehrere Maxima oder Pixelwerte bestimmt, da angrenzende Pixel zum Randbereich des Herdes gehörten und dadurch die Methode der 12 Voxel an ihre Grenzen gerät. Die Auswertung wurde mit der Xeleris<sup>®</sup>-Workstation durchgeführt.

## 4 Ergebnisse

Wie bereits ausgeführt, konzentrieren sich die Untersuchungen in dieser Arbeit auf das Verhalten der Rekonstruktionsalgorithmen. Es wird ein Algorithmus gesucht, bei dem Herde einer Phantomuntersuchung mit definiertem Volumen und gleich großer Aktivitätskonzentration innerhalb eines genauer betrachteten Bereichs eine annähernd gleich große Anzahl Counts ergeben. Der genauer betrachtete Bereich ist das Maximum des Herdes.

Im weiteren Verlauf sind hauptsächlich diese Maximumwerte und Beziehungen der Maxima zwischen verschiedenen Herden genauer angegeben. Wurden bei Untersuchungen auch andere Werte ermittelt, sind diese im Anhang angegeben.

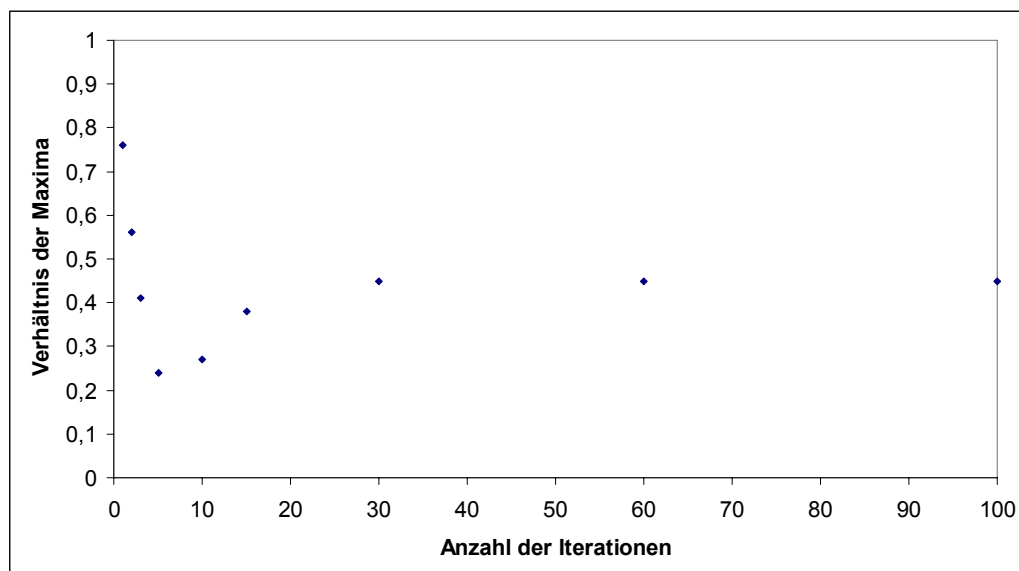
### 4.1 Der OSEM-Algorithmus

Tabellen der Ergebnisse der mit dem OSEM-Algorithmus rekonstruierten SPECT-Aufnahmen sind im Anhang A Tabelle A-1 zu finden. Dabei ist horizontal die Anzahl der Iterationen und vertikal die Anzahl der Subsets aufgetragen. Die Abkürzungen „gr.“ und „kl.“ bedeuten großer und kleiner Herd. Das sind die Volumina 35 ml und 17,5 ml. Die Bezeichnungen  $\bar{\mu}$ ,  $\bar{\mu}$  (4 Pix), max, min (4 Pix) und Hwb geben den Mittelwert des Herdes, den Mittelwert in der 2×2 Pixel ROI, das Maximum des Herdes, das Minimum der 2×2 Pixel ROI und die Halbwertsbreite (Intervallwerte in Pixelnummern) der Profilkurve des Herdes wieder. Die letzte angegebene Zahl für eine verwendete Iteration-Subset-Kombination gibt das Verhältnis „kleiner zu großer Herd“ an. In den Feldern zu den Kombinationen (60;1), (100;1), (1;60) und (1;102) ist der Begriff „ähnlich“ angegeben, es gibt zu den Kombinationen (30;1) und (1;30) keine nennenswerten Unterschiede.

Bei den Kombinationen (60;30), (100;40), (30;60), (60;60), (100;60), (40;102), (60;102) und (100;102) sind nur das Maximum und das Verhältnis der beiden Herde zueinander angegeben.

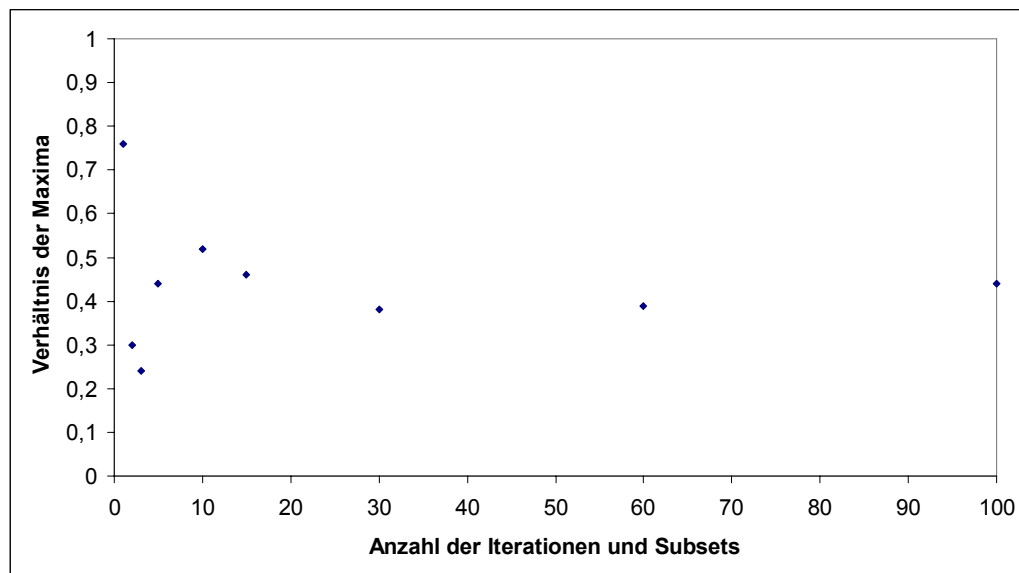
Ausgehend von der Kombination (1;1) steigen alle Parameter des großen Herdes horizontal (Maximum von 133 Counts auf den Bereich 2300 Counts bis 2500 Counts) sowie auch vertikal (selbige Werte) an. Das ist auch diagonal bei gleicher Anzahl von Iterationen und Subsets der Fall (Maximum von 133 Counts auf den Bereich 2500 Counts bis 2700 Counts). Die Profilkurve der Herde ist immer eine Gaußfunktion. Die Halbwertsbreite wird leicht größer und erreicht ihr Maximum horizontal, vertikal und diagonal betrachtet bei den Kombinationen (10;1), (1;10) und (10;10).

Beim kleinen Herd sinkt das Maximum von der Kombination (1;1) zu (2;1) und (1;2) leicht ab, bleibt auf dieser Stufe um dann anzusteigen (101 Counts → 93 Counts → 1100 Counts). Diagonal dagegen ist ein stetiger Anstieg des Maximums bis in den Bereich von 2000 Counts bis 2050 Counts zu erkennen.



**Abbildung 4-1:** Verhältnis der Maxima mit dem OSEM-Algorithmus rekonstruierte SPECT-Aufnahmen bei einem Subset, Graphik gilt auch für 1. Iteration und Variation der Subsets

Daraus ergibt sich ein anderes Verhalten des Verhältnisses der Herde im Maximum zueinander. Ist am Anfang der kleine Herd 0,76 fach so groß wie der große Herd, so sinkt das Verhältnis auf 0,20 fach bis 0,30 fach in den horizontalen und vertikalen Bereichen von (5;1) bis (10;1) und (1;5) bis (1;10) ab um dann wieder anzusteigen auf 45 % und 46 % bei (30;1) und (1;30) (Abb. 4-1). Diagonal verhält es sich etwas anders (Abb. 4-2): Ein Abfall auf 0,24 fach in der Größe des „kleinen zum großen Herd“ ist bei (3;3) zu verzeichnen. Es folgt ein Anstieg auf die Hälfte der Maxima (0,52 fach bei (10;10)), gefolgt von einem kleinen Abfall auf 0,35 fach im Bereich von (30;30) bis (60;60) und einem Anstieg auf 44 % bei (100;102).



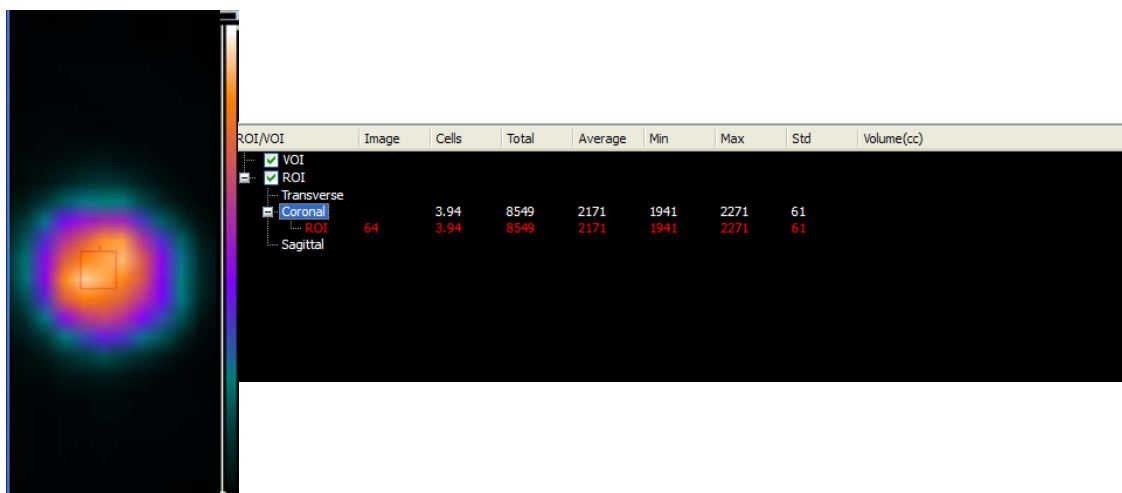
**Abbildung 4-2:** Verhältnis der Maxima bei der mit dem OSEM-Algorithmus rekonstruierten SPECT-Aufnahmen bei gleicher Anzahl Iterationen und Subsets, entspricht der Diagonalen in der Tabelle

Die Ergebnisse legen eine Symmetrieachse in der Diagonalen nahe ((1;1) über (10;10) bis (100;102)). Sowohl oberhalb als auch unterhalb der Diagonalen wurden gleiche Ergebnisse bzw. bei größerer Anzahl an Iterationen und/oder Subsets ein gleicher Ergebnisbereich erzielt. Der Ergebnisbereich definiert sich aus niedrigster und höchster gemessener Anzahl an Counts der beiden Herde. Am größten ist dieser Bereich bei (60;102) mit den Maxima 4496 Counts und 1882 Counts und (100;60) mit 4702 Counts und 2003 Counts, Anfangs- und



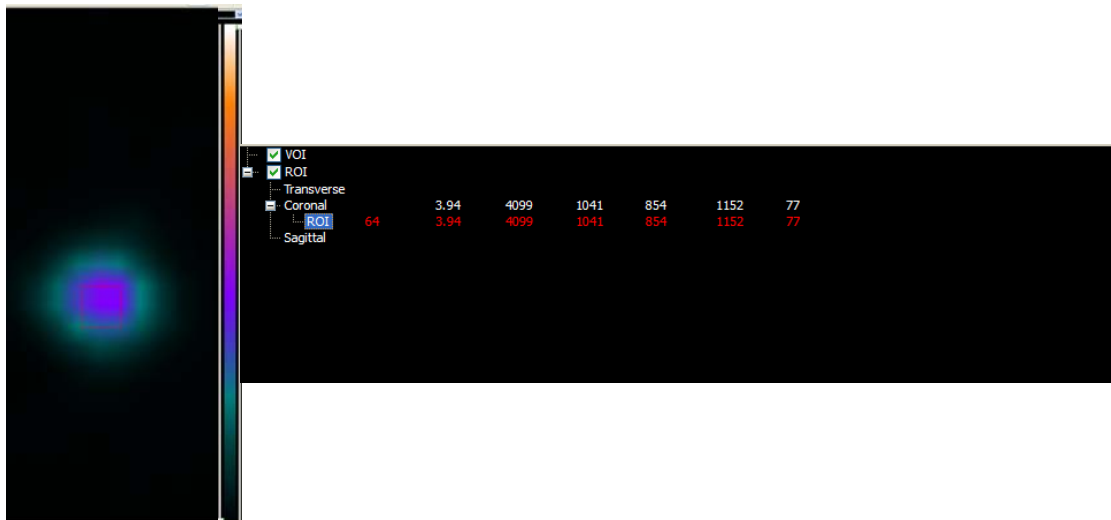
Endwert nehmen eine Spanne von 5 % beim großen und 6 % beim kleinen Herd ein. Das Verhalten ober- und unterhalb der Diagonalen ist identisch. Bei wenigen Iterationen und Subsets (bis 5) ist beim Annähern an die diagonale Reihe innerhalb einer Zeile oder Spalte folgendes Verhalten des Verhältnisses der Maxima zu beobachten: Zuerst wird das Verhältnis kleiner, dann nähern sich die Maxima wieder etwas an. Ansonsten ist das Verhältnis weniger schwankend bei kleinen „Maximahöhen“. Diese scheinen aufzutreten, wenn eine Zahl der Iteration-Subset-Kombination ein Teiler der anderen ist.

Abb. 4-3 bis Abb. 4-5 sind Ausschnitte aus der Auswertung der SPECT-Bilder mit dem Hybrid-Viewer der Hermes<sup>®</sup>-Workstation. Abb. 4-3 stellt das 35 ml Volumen der OSEM-Bildrekonstruktion mit 10 Iterationen und 10 Subsets dar. Im Maximum ist die 2×2 Pixel ROI eingezeichnet. Die dazugehörigen Messwerte (Bildnummer, Anzahl der eingegrenzten Pixel, Gesamtanzahl der Counts in der ROI, die durchschnittliche Anzahl der Counts in der ROI pro Zelle, das Zellminimum und -maximum) sind daneben zu sehen.



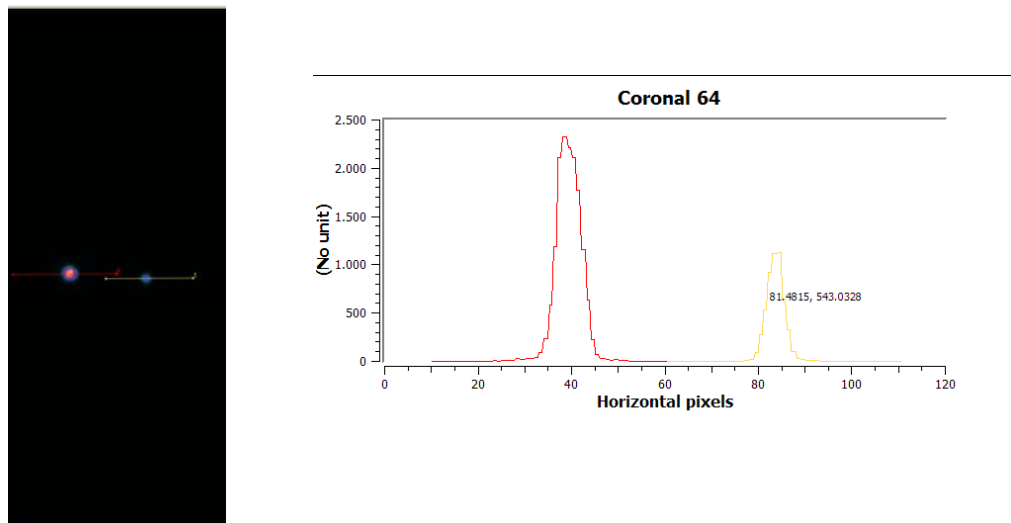
**Abbildung 4-3: 2×2 Pixel ROI „bei Maximum“ des 35 ml Volumens der Rekonstruktion aus 10 Iterationen und 10 Subsets**

Abb. 4-4 stellt das 10 ml Volumen der OSEM-Bildrekonstruktion mit 10 Iterationen und 10 Subsets dar. Im Maximum ist die 2×2 Pixel ROI eingezeichnet. Die dazugehörigen Messwerte sind wieder daneben zu sehen.



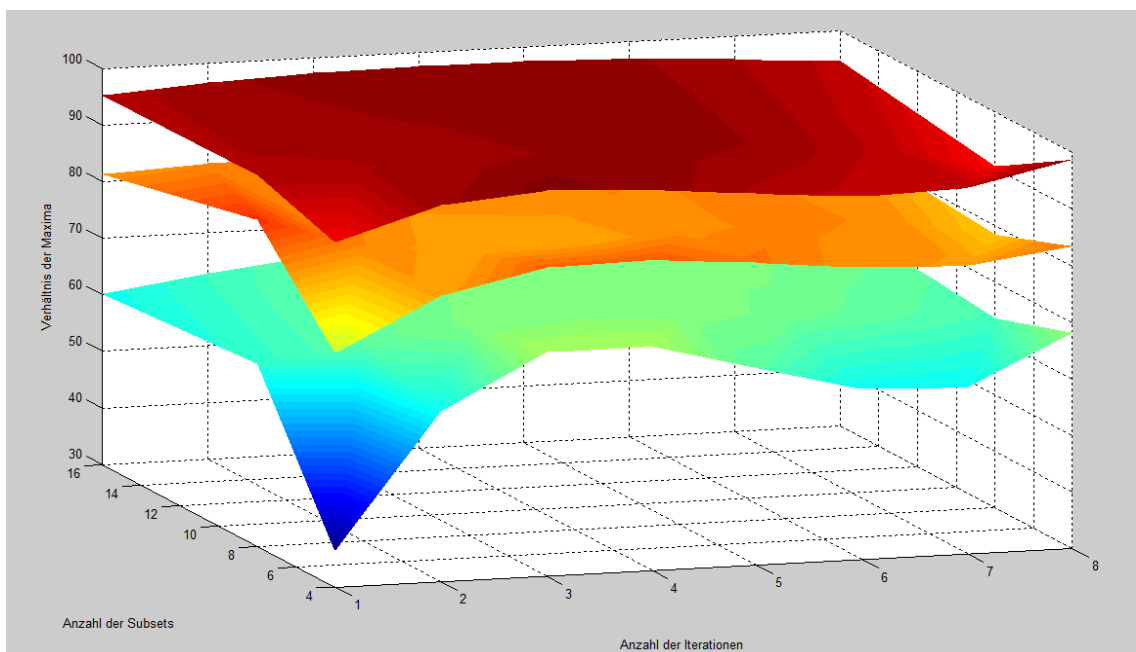
**Abbildung 4-4:** 2×2 Pixel ROI „bei Maximum“ des 10 ml Volumens der Rekonstruktion aus 10 Iterationen und 10 Subsets

In der Abb. 4-5 sind dieselben Maxima wie in Abb. 4-3 und Abb. 4-4 zu sehen. Die Profilkurve ist daneben dargestellt. Beim 10 ml Volumen ist ein Wert an einer Stelle der Halbwertsbreite angegeben. Es ist gut zu erkennen, dass bei der Iteration-Subset-Kombination der Inhalt des Maximums des Herdes des 10 ml Volumens etwa die Hälfte des 35 ml Volumens beträgt.



**Abbildung 4-5:** Darstellung der Profilkurve, links: Linien in Herden geben Stelle der Profilkurve an, Stufen in der Kurve entsprechen Pixeln, linke Kurve: 35 ml Herd rechte Kurve: 10 ml, Herd in rechter Kurve Angabe eines Wertes der Halbwertsbreite bei 10 ml Herd

Bei der Auswertung der Ergebnisse aus dem Ganzkörperprotokoll der PET/CT-Aufnahmen ist ein Vergleich allein der Counts der Maxima nicht möglich. Rekonstruktionen aus Aufnahmen zu verschiedenen Zeiten bringen immer Unterschiede in der Anzahl der Counts mit. Deshalb wird das Augenmerk lediglich auf das Verhältnis der Maxima zueinander gelegt. Horizontal sind in der Tabelle A-2 die Iterationen aufgetragen und vertikal die Subsets. Mit der Kombination (4;8) sind alle vier PET/CT-Ganzkörperprotokollaufnahmen (siehe S. 33) untersucht worden und die Angabe „uncorr.“ gibt eine Rekonstruktion ohne Schwächungskorrektur an.

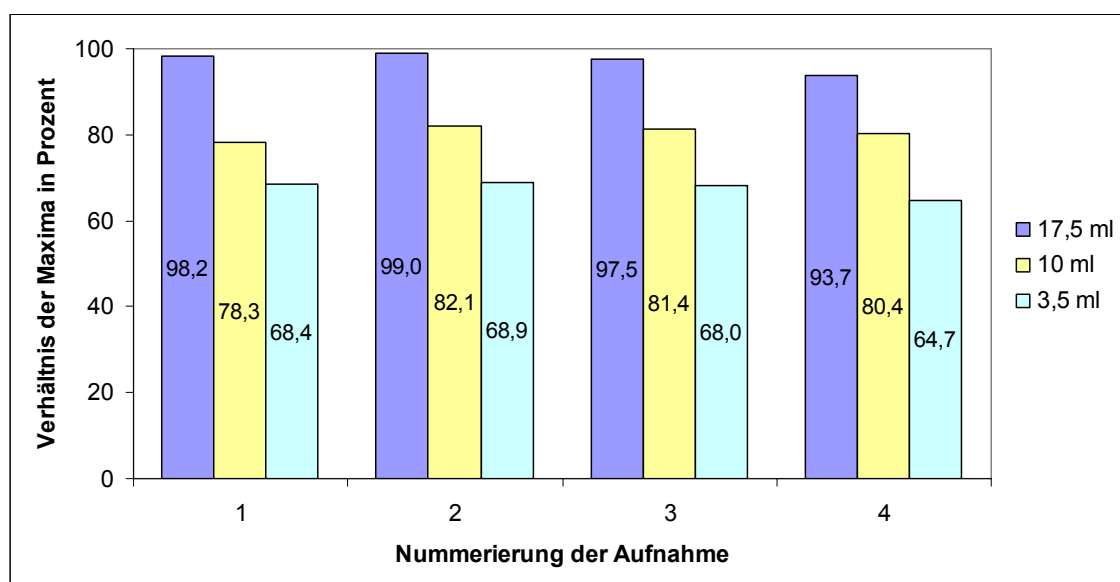


**Abbildung 4-6:** 3D-Darstellung der Ergebnisse der mit dem Ganzkörperprotokoll durchgeführten PET/CT-Aufnahmen, mit Schwächungskorrektur

In Abb. 4-6 sind die Ergebnisse der mit dem Ganzkörperprotokoll durchgeführten PET/CT-Aufnahmen in einem 3D-Diagramm dargestellt. Die drei verschiedenen Volumina, bei denen die Maxima zum Maximum des 35 ml Volumens ins Verhältnis gesetzt wurden, zeigen die drei verschiedenen „Ebenen“. Die unterste „Ebene“ gibt die Ergebnisse des 3,5 ml Gefäßes wieder, die mittlere Reihe die des 10 ml Volumens und die obere Reihe sind die Ergebnisse des 17,5 ml Gefäßes.

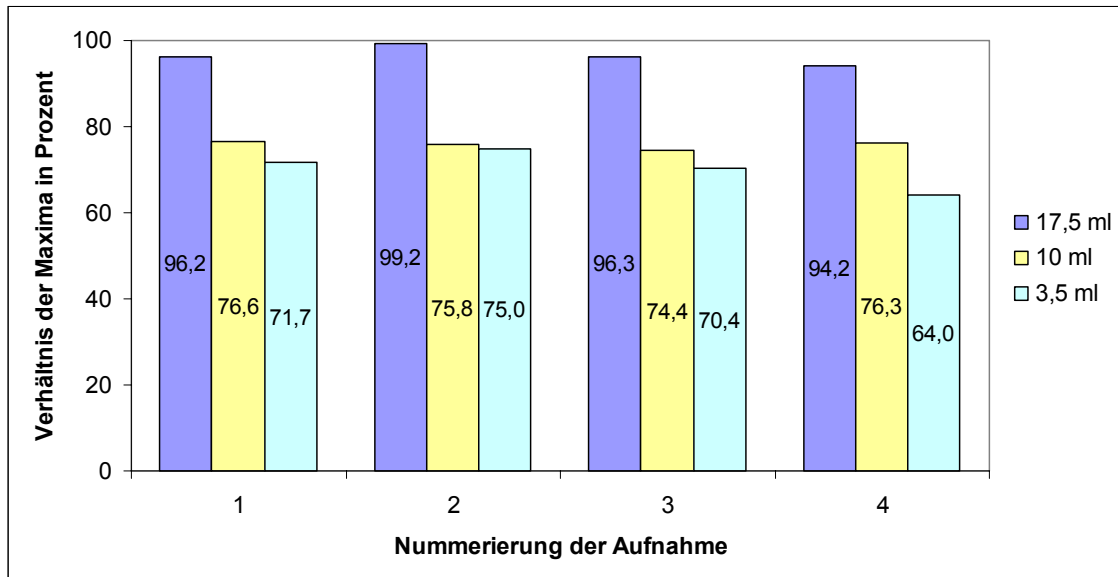
Eine große Abweichung zu den Verhältnissen aus anderen Rekonstruktionen zeigt das Ergebnis der Rekonstruktion der Iteration-Subset-Kombination (1;4): Zum Maximum des 35 ml Gefäßes nimmt das Volumen des 17,5 ml-Gefäßes ein Verhältnis von 91,0 % ein, das Maximum des 10 ml Volumens ist 71 % so groß und das Maximum des 3,5 ml Volumen besitzt einen Anteil von 36 %. Das 3D-Diagramm der Abb. 4-6 zeigt diesen Sachverhalt am Schnittpunkt der Achsen „Anzahl der Subsets“ und „Anzahl der Iterationen“. Weiterhin ist im Diagramm und der Tabelle A.2 zu sehen, dass alle anderen Kombinationen ähnliche Ergebnisse in der Größe der Maximaverhältnisse wiedergeben. Es ist beim Volumen von 17,5 ml ein Bereich von 90 % bei (8;8) bis 98 % bei (8;4) gegeben.

Alle vier Aufnahmen wurden der Rekonstruktion (4;8) unterzogen. Das Ergebnis (Abb. 4-7) schwankt zwischen 93 % bei der 4. Aufnahme und 99 % bei der 2. Aufnahme. So verhält es sich auch beim 10 ml Volumen mit 78 % bei (8;8) und 83 % bei (8;4) und in (4;8) bei 78% bei der 1. Aufnahme und 82 % bei Aufnahme 2. Das 3,5 ml Volumen verhält sich ebenso ähnlich, allerdings mit etwas größeren Schwankungen: 60 % bei (2;4) und 68 % bei (8;4) und 64 % bei (4;8) in der Aufnahme 4 und 68 % bei Aufnahme 2.



**Abbildung 4-7: Vergleich der schwächungskorrigierten PET/CT-Ganzkörperprotokollaufnahmen**

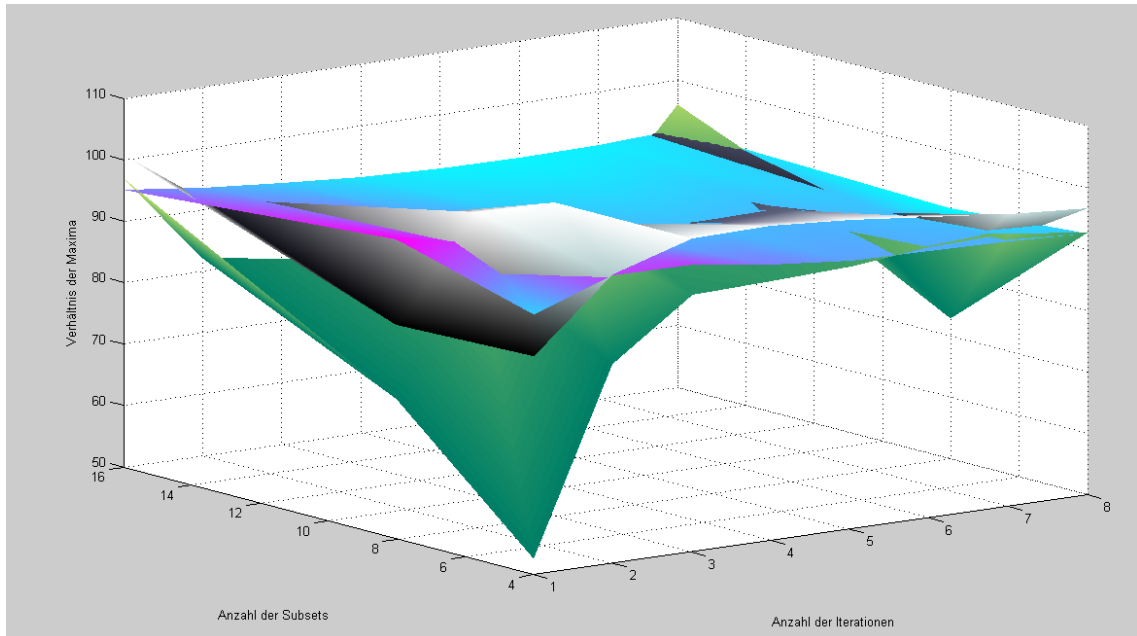
Die unkorrigierte Rekonstruktion (siehe Abb. 4-8) ergibt bei 17,5 ml einen Ergebnisbereich von 94 % bis 99 % bei den Aufnahmen 4 und 2, bei 10 ml einen Bereich von 74 % bis 76 % der 3. und 1. Aufnahme und bei 3,5 ml einen Bereich von 64 % bis 75 % bei 4. und 2. Aufnahme.



**Abbildung 4-8: Vergleich der PET/CT-Ganzkörperprotokollaufnahmen ohne Schwächungskorrektur**

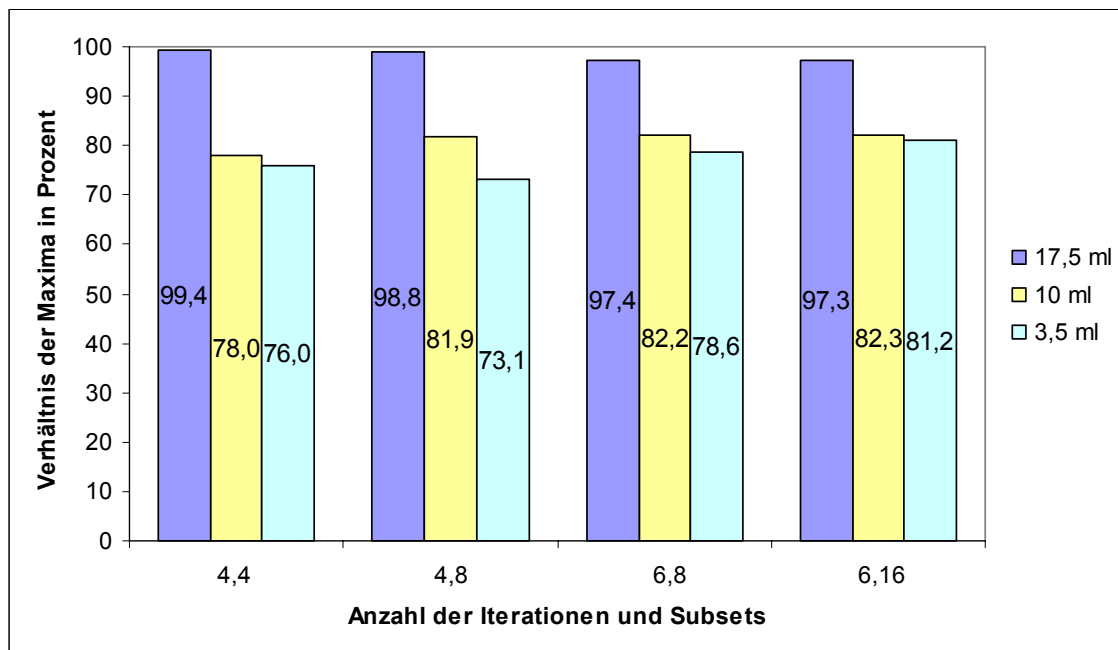
Die Ergebnisse der PET/CT-Aufnahme des Hirnprotokolls in Tabelle A-3 sind anders als die des Ganzkörperprotokolls. Die Maximumwerte sind ebenfalls nicht zwischen den Rekonstruktionen zu vergleichen, da diese mal etwas über 300 Counts groß sind und sich auch mal über 5000 Counts bewegen. In Abb. 4-9 sind die gleichen Gefäßvolumina von Abb. 4-6 als Reihe mit den Ergebnissen der schwächungskorrigierten Rekonstruktion der Aufnahmen mit dem Hirnprotokoll aufgetragen. In den Ergebnissen aus dieser Aufnahme zeigt ebenso die Kombination (1;4) die größten Unterschiede der Maxima, was allerdings nur beim 3,5 ml Volumen zu finden ist. Das Verhältnis beträgt 52 %. Ansonsten sind die kleinsten Verhältnisse bei diesem Volumen 71 % bei (6;16), 72 % bei (1;4), 72 % bei (8;8), und 82 % bei (2;4). Bei den restlichen Rekonstruktionen zeigt dieses Volumen mit einem 92 %igen bis 97 %igen Verhältnis einen konstanten Bereich. Das 10 ml Gefäß weicht mit 82 % bei (8;8), 74 % bei (1;8), 82 % bei (6;16) und 85 % bei (1;4) am meisten zur Maximumcountanzahl des 35 ml Volumens ab und nimmt ansonsten ebenfalls

einen konstanten Bereich ein: von 93 % bei (8;16) bis 101 % bei (4;4) und (2;8). Das 17,5 ml Verhältnis hat einen konstanten Bereich von 90 % bei (8;4) und 98 % bei (1;8).



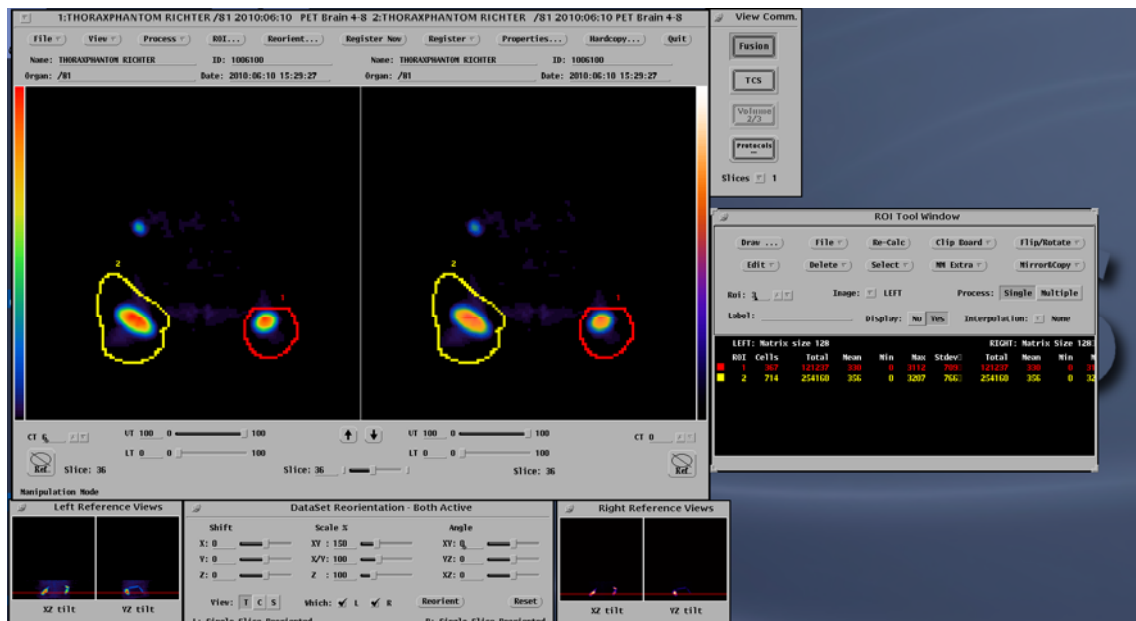
**Abbildung 4-9:** 3D Darstellung der Ergebnisse der mit dem Hirnprotokoll durchgeführten PET/CT-Aufnahmen, Rekonstruktion mit Schwächungskorrektur

Bei den Rekonstruktionen ohne Schwächungskorrektur (siehe Abb. 4-10) ist das Verhältnis von 17,5 ml zu 35 ml im Bereich von 97 % bei (6;16) und 99 % bei (4;4) und (1;16). Dagegen ist das 10 ml zu 35 ml Verhältnis niedriger mit 78 % bei (4;4) und 82 % bei (6;16). Der Vergleich 3,5 ml zu 35 ml geht von 73 % bei (4;8) bis zu 81 % bei (6;16).



**Abbildung 4-10: Vergleich der PET/CT-Hirnprotokollaufnahmen ohne Schwächungskorrektur**

In Abb. 4-11 ist die Auswertung einer rekonstruierten PET/CT-Aufnahme zu sehen. Die ROIs sind freihändig per Maus gezogen, so dass der zu auswertende Herd über alle Schnittbilder von der ROI umrandet wird. Die Werte der ROI sind rechts im Bild angegeben.

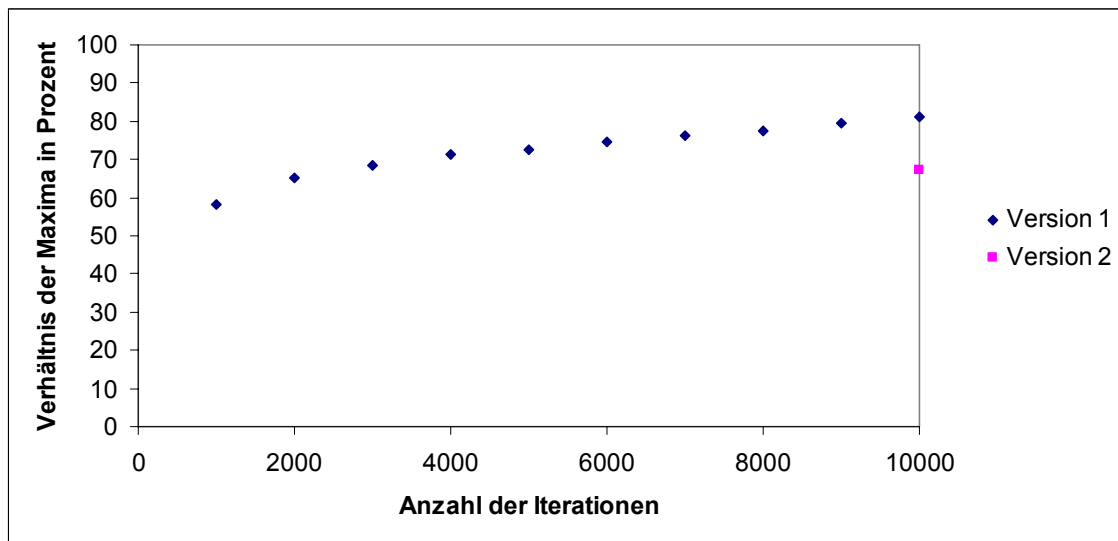


**Abbildung 4-11:** Gezeichnete ROIs, rechts: Werte der ROI (Mittelwert der Pixelinhalte, Maximum des Herdes, Minimumwert des ROI-Inhaltes, Größe der ROI, ...), gelbe ROI umrandet das 34 ml Volumen, rote ROI umrandet den Herd des 17,5 ml Gefäßes

## 4.2 Der SIRT-Algorithmus

Die Ergebnisse sind im Anhang B enthalten. Nach verschiedenen Iterationen wurde auch hier das Verhältnis der Maxima der 10 ml und 35 ml Volumina errechnet. In Version 1 erreicht das Maximum bei 1000 Iterationen der 10 ml-Volumens 3470 Counts und des 35 ml-Volumens 5965 Counts. Das entspricht einem Verhältnis von 58,2 %. Ist eine Veränderung in den Verhältnissen der Maxima von der 1000. Iteration zu der Iteration Nummer 2000 von 7 % zu verzeichnen, so ist diese von der 9000. zur 10000. Iteration auf 0,7 % geschrumpft. Die größte Näherung der Maxima ist nach 10000 Iterationen mit 81,2 % erreicht. In Abb. 4-12 sind diese Zusammenhänge dargestellt. Es steigt ebenso die Anzahl der Counts im Maximum auf 7350 Counts beim 10 ml Volumen und 9050 Counts des 35 ml Volumens an.





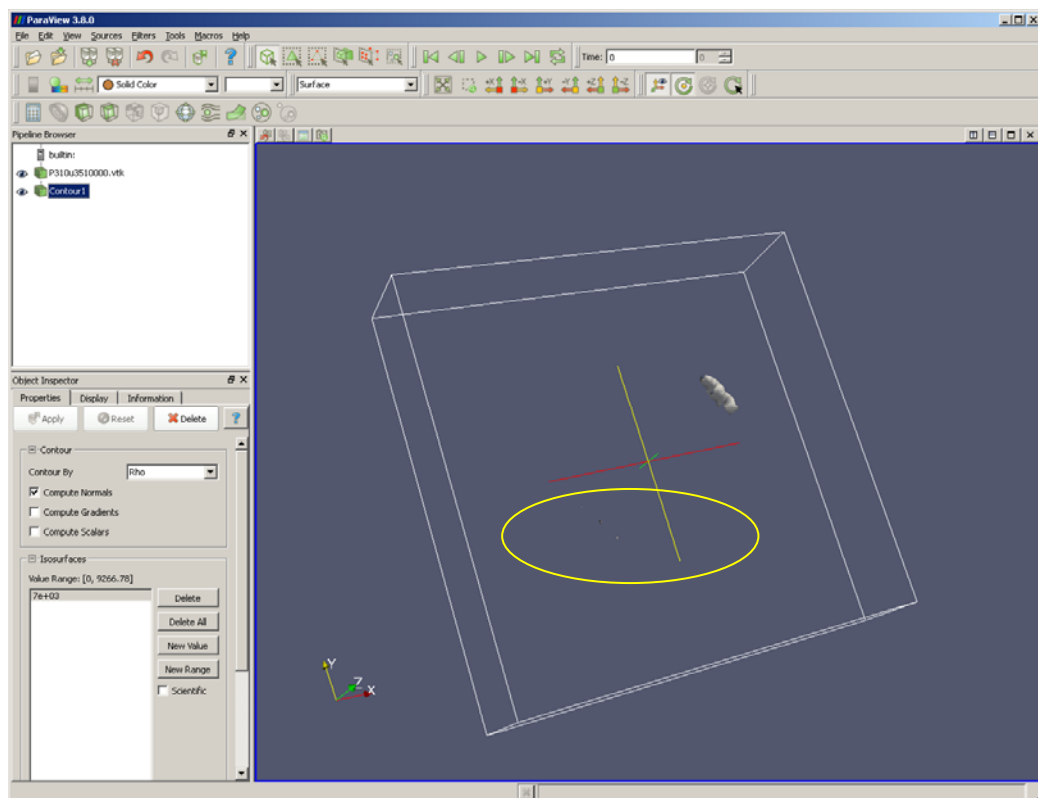
**Abbildung 4-12: Verhältnis der Maxima bei der mit dem SIRT-Algorithmus rekonstruierten SPECT-Aufnahmen**

Bei der zweiten Version standen drei Möglichkeiten (siehe Abschnitt 3.2 S. 36) zur Auswahl. Die Programmversion mit der größten Annäherung der Maxima bei ca. 2000 Iterationen wurde für eine weitere Untersuchung ausgewählt. In dieser Version wird eine kreisförmige Divergenz der Strahlung angenommen. Aus dem Bild in der Version 2 konnten die Maximawerte von 10 ml und 35 ml bei 585 Counts und 869 Counts, das entspricht einer Annäherung der Maxima auf 67,3 %, ermittelt werden (Abb. 4-12). Das entspricht in etwa dem Verhältnis, das in der \*.prt-Datei festgehalten wird. Nach dieser Datei ist die größte Annäherung um etwa 1 % höher gewesen. In Abb. 4-13, einem Auszug aus der \*.prt-Datei einer durchgeführten Rekonstruktion mit der Programmversion 2 zeigt die 4. Spalte das Verhältnis der Herde.

9983	0.01915058	-0.000000007	0.66353	0.009766	1.00	588.17	-16	-11	13
9984	0.01915058	-0.000000004	0.66353	0.009766	1.00	588.18	-16	-11	13
9985	0.01915058	-0.000000004	0.66353	0.009766	1.00	588.19	-16	-11	13
9986	0.01915059	-0.000000007	0.66353	0.009766	1.00	588.19	-16	-11	13
9987	0.01915059	0.000000006	0.66353	0.009766	1.00	588.20	-16	-11	13
9988	0.01915058	0.000000002	0.66353	0.009766	1.00	588.21	-16	-11	13
9989	0.01915059	-0.000000002	0.66353	0.009766	1.00	588.21	-16	-11	13
9990	0.01915058	0.000000002	0.66353	0.009766	1.00	588.22	-16	-11	13
9991	0.01915058	0.000000004	0.66353	0.009766	1.00	588.22	-16	-11	13
9992	0.01915058	0.000000006	0.66353	0.009766	1.00	588.23	-16	-11	13
9993	0.01915057	0.000000002	0.66353	0.009766	1.00	588.24	-16	-11	13
9994	0.01915058	-0.000000006	0.66353	0.009766	1.00	588.24	-16	-11	13
9995	0.01915058	-0.000000004	0.66353	0.009766	1.00	588.25	-16	-11	13
9996	0.01915059	-0.000000006	0.66353	0.009766	1.00	588.26	-16	-11	13
9997	0.01915059	-0.000000004	0.66353	0.009766	1.00	588.26	-16	-11	13
9998	0.01915060	-0.000000004	0.66353	0.009705	1.00	588.27	-16	-11	13
9999	0.01915059	0.000000007	0.66353	0.009705	1.00	588.28	-16	-11	13
10000	0.01915059	0.000000002	0.66353	0.009705	1.00	588.28	-16	-11	13

**Abbildung 4-13: 10000. Iteration der 2. Version des SIRT-Algorithmus: die 4. Spalte zeigt das Verhältnis an**

Die Abb. 4-14 zeigt das Maximum des kleinen Herdes, es ist markiert. Diese „Punktchen“ resultieren aus dem eingegebenen Schwellwert, durch den das Maximum bestimmt wurde. Der andere Herd zeigt das 35 ml Volumen. In Abb. 4-15 sind beide Herde zu sehen ohne Eingabe eines Schwellwertes zu sehen.



**Abbildung 4-14: Gekennzeichneter Bereich zeigt das Maximum des 10 ml Herdes („Punktchen“) der  $^{177}\text{Lu}$ -Aufnahme, rekonstruiert mit SIRT und dargestellt mit ParaView®**

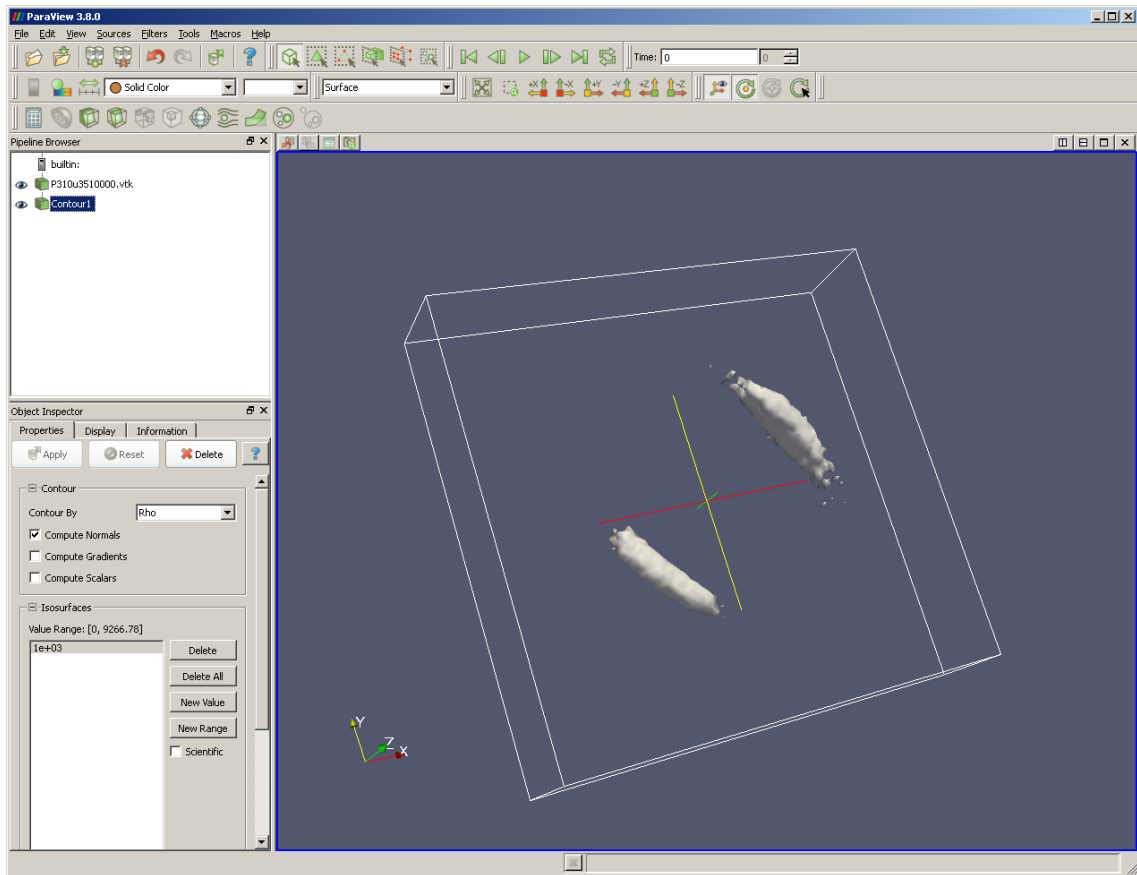
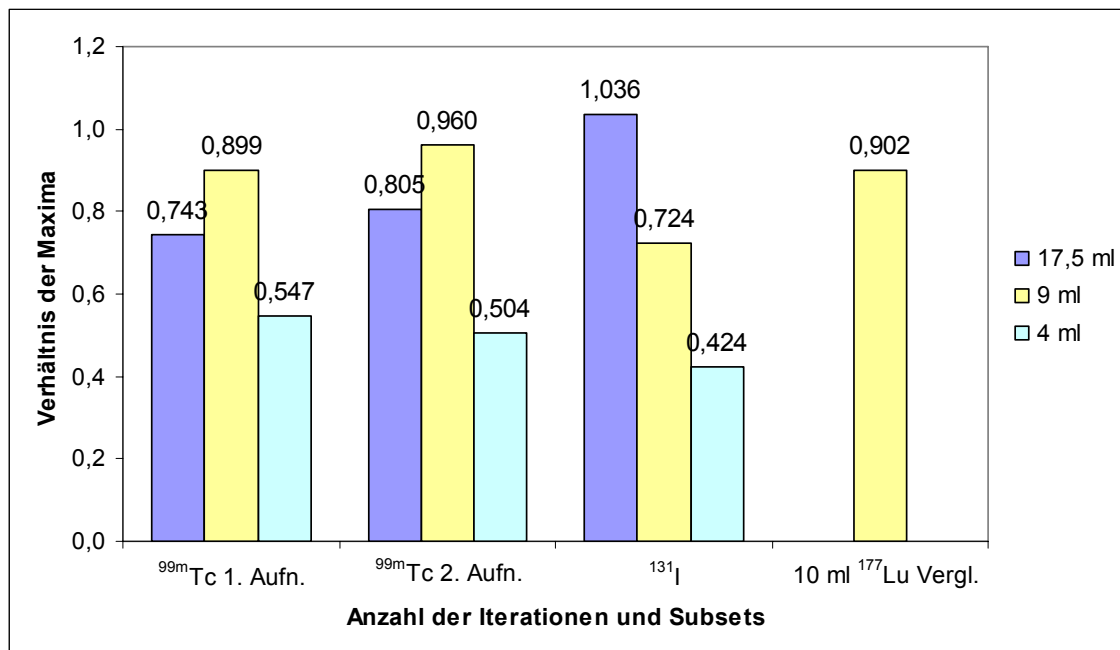


Abbildung 4-15: 10 ml und 35 ml Herd der  $^{177}\text{Lu}$ -Aufnahme, rekonstruiert mit SIRT und dargestellt in ParaView®

### 4.3 Der ReSPECT-Algorithmus

Im Anhang C sind die Ergebnisse des ReSPECT-Algorithmus aufgelistet. Die Volumina sind umrandet. Max gibt das Maximum,  $\bar{\varnothing}$  den Durchschnittswert und  $\Sigma$  den Summenwert der  $2 \times 2$  Pixel ROI an. Die Zahl davor gibt die Nummer des Bildes an, bei der die ROI angewendet wurde. Die Werte Max,  $\bar{\varnothing}$ ,  $\Sigma$  sind rechts daneben zu sehen und in Counts angegeben. Rechts davon sind die Werte aus 3 Bildern mit den  $2 \times 2$  Pixel ROI gemittelt. Dick gedruckte Angaben geben die Durchschnittswerte der Volumina an, dick gedruckt und umrandet sind die Verhältnisse der Volumina zum 35 ml Gefäß.

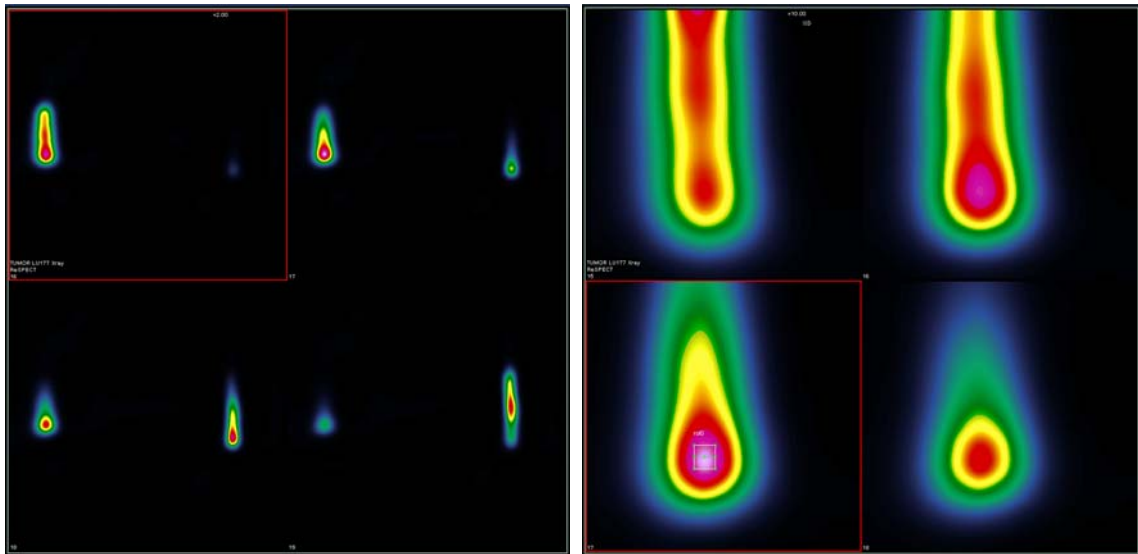


**Abbildung 4-16:** Verhältnis der Maxima bei der mit dem ReSPECT-Algorithmus rekonstruierten SPECT-Aufnahmen von <sup>99m</sup>Tc und <sup>131</sup>I, zum Vergleich dazu die mit ReSPECT rekonstruierte <sup>177</sup>Lu-Phantomaufnahme

In Abb. 4-16 sind die Ergebnisse der mit dem ReSPECT-Algorithmus rekonstruierten Aufnahmen dargestellt. Bei den beiden <sup>99m</sup>Tc- und der <sup>131</sup>I-Aufnahme sind gleiche Volumina verwendet worden, sodass eine Gegenüberstellung der Ergebnisse gut möglich ist. Im Vergleich dazu ist das Verhältnis der Maxima aus der <sup>177</sup>Lu-Aufnahme zu sehen.

Bei <sup>177</sup>Lu ergibt sich im Endeffekt ein Verhältnis der Maximawerte der 10 ml zu den 35 ml von 90 % bei den gemittelten Werten von 371 Counts und 411 Counts, d.h. es kommt zu einer Abweichung von 10 % (siehe Tabelle C-1, Abb. 4-16).

In Abb. 4-17 ist eine <sup>177</sup>Lu-Beispielaufnahme zu sehen. Der linke Teil gibt die beiden Herde mit Zoomfaktor 2 an und rechts ist das 35 ml Gefäß mit Zoomfaktor 10 dargestellt. Eine 2×2 Pixel ROI ist um das Maximum gelegt.

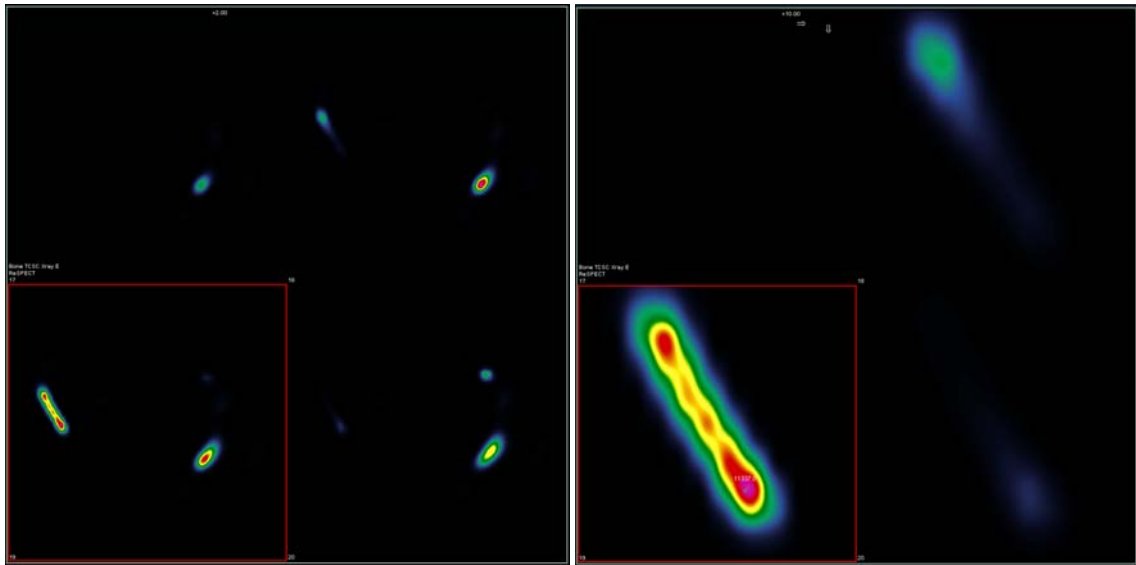


**Abbildung 4-17:** Links: 4 Bilder beider <sup>177</sup>Lu Herde, rechts: vergrößerter 35 ml Herd mit ROI, rekonstruiert mit ReSPECT und dargestellt und ausgewertet mit Xeleris®

Die Tabelle C-2 zeigt die Ergebnisse der <sup>99m</sup>Tc-Aufnahmen und die Abb. 4-16 die Gegenüberstellung zu den anderen Ergebnissen der ReSPECT-Rekonstruktionen. Die erste Aufnahme von <sup>99m</sup>Tc zeigt ein Verhalten bezüglich der gemittelten 8828 Counts des 50 ml Volumens: Bei 17,5 ml beträgt das ermittelte Verhältnis der gemittelten 6561 Counts 0,74, bei 9 ml der 7941 Counts 0,89 und bei 4 ml der 4833 Counts 0,54. Bei 9 ml und 4 ml Volumen sind nur verschiedene Maximawerte angegeben.

Dies ist auch bei der zweiten Aufnahme von <sup>99m</sup>Tc der Fall. Da die Halbwertszeit von <sup>99m</sup>Tc bei 6,01 h liegt, wurde am gleichen Tag diese zweite Aufnahme mit der Aktivitätskonzentration von 2,66 MBq/ml durchgeführt. Es ergibt sich als Bezugspunkt für das Verhältnis der Volumina bei den 50 ml der gemittelte Wert der Maxima von 10756 Counts. Das 17,5 ml Volumen mit den 8655 Counts lassen ein Verhältnis von 0,80 ermitteln, das 9 ml Volumen mit 10325 Counts bringt 0,96 und das 4 ml Volumen von 5423 Counts ergibt 0,50.

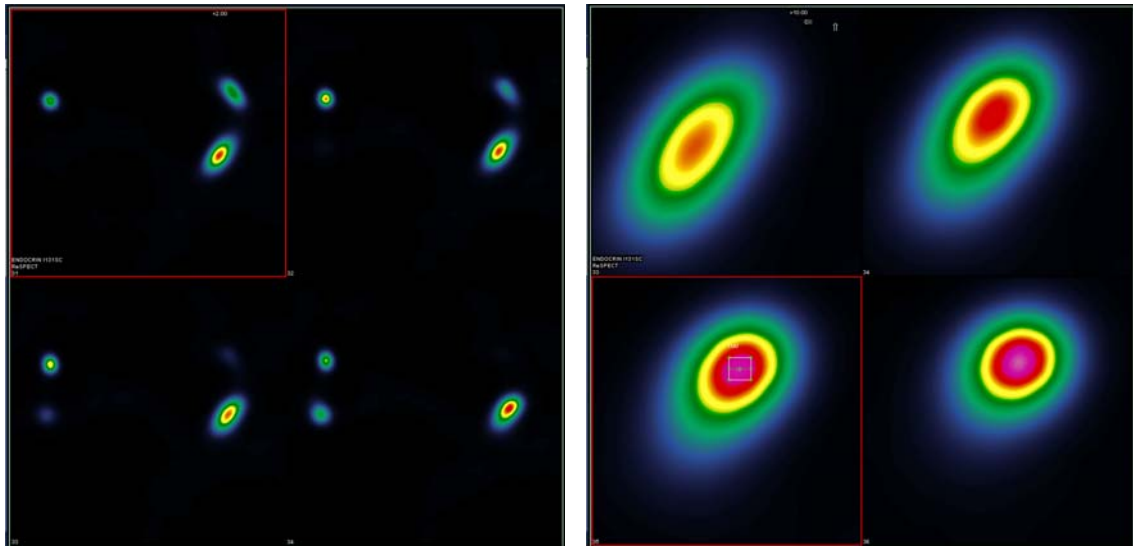
Abb. 4-18 zeigt eine <sup>99m</sup>Tc-Aufnahme:



**Abbildung 4-18:** Links: 3 der 4  $^{99m}\text{Tc}$  Volumina, rechts: vergrößerter 9 ml Herd mit Angabe eines Pixelwertes, dargestellt und ausgewertet mit Xeleris®

Bei  $^{131}\text{I}$  beträgt das Maximum des 50 ml Volumens den gemittelten Wert von 350 Counts. Dazu bezogen verhalten sich das 17,5 ml Gefäß mit 363 Counts zu 1,04, das Gefäß mit 9 ml Volumen mit 254 Counts zu 0,72 und das Volumen von 4 ml mit 148 Counts zu 0,42 (siehe Abb. 4-16).

Links zeigt Abb. 4-19 in vier aufeinander folgenden Bildern erst drei und dann vier  $^{131}\text{I}$  Herde und rechts ist das vergrößerte 50 ml Volumen mit einer Rechteck-ROI über  $2 \times 2$  Pixel in einem der vier Schnittbilder erkennbar.



**Abbildung 4-19:** Links:  $^{131}\text{I}$  Volumina, rechts: vergrößertes 35 ml Volumen mit ROI, dargestellt und ausgewertet mit Xeleris<sup>®</sup>

## 5 Diskussion

Gesucht wurde ein Rekonstruktionsalgorithmus, bei dem Gefäße unterschiedlicher Volumina mit gleicher Aktivitätskonzentration annähernd gleich bewertet werden. Dazu soll die Abweichung der Maximawerte der Herde maximal 10 % betragen.

Bei der Untersuchung OSEM-rekonstruierter SPECT-Aufnahmen wurden die Maximawerte der beiden verwendeten Gefäße bei verschiedenen Iterationen/Subsets miteinander verglichen und die Kombination (Iteration; Subset) mit der größten Annäherung der Maximawerte ausgewählt.

Es ergab sich eine größte Annäherung der SPECT-Aufnahmen bei 10 Iterationen und 10 Subsets. Sie betrug 52 %.

Bessere Werte scheinen die Kombinationen (1;1), (1;2) und (2;1) mit 0,76 und 0,56 zu liefern. Diese Bilder sind aber als ungeeignet zu bewerten, da der Bilduntergrund der am Anfang angenommenen homogenen Verteilung noch zu groß ist und die Herde sich noch nicht gut daraus hervorheben. Generell sollte den Ergebnissen nach nur einer Iteration wenig Beachtung geschenkt werden. Der Unterschied des Inhaltes berechneter und gemessener Projektionen ist zu groß und im Bild sind die Maxima noch zu wenig ausgeprägt. Deshalb gilt eine Rekonstruktion mit der Kombination (10;10) als das Ergebnis mit der größten Annäherung.

Der in S. 43 (Abschnitt 4.1) angegebene Ergebnisbereich beim Vergleich der Iteration/Subset-Kombinationen ober- und unterhalb der Diagonalen beträgt weniger als 10 % zwischen dem kleineren und dem größeren Wert und fällt in den Rahmen der Statistik.

Die Halbwertsbreite kann mit den angegebenen Unterschieden als konstant bezeichnet werden. Die Begrenzung der Volumina ist bei OSEM gut ausgeprägt. Bei (1;1) ist die Halbwertsbreite des großen Herdes vergleichsweise groß, das resultiert aus den genannten Gegebenheiten bei der ersten Iteration.



Dass die Diagonale eine Symmetrieachse darstellt, erscheint eigenartig. Der Einfluss der Iterationen und Subsets ist dazu zu verschieden. Diese Eigenschaft basiert auf einem nicht genauer bekannten Hintergrundverhalten des OSEM-Algorithmus der Hermes-Workstation.

Die Rekonstruktion der SPECT-Aufnahmen mittels OSEM dauerte für eine niedrige Anzahl an Iterationen und Subsets wenige Sekunden und für eine hohe Anzahl an Iterationen und Subsets bis zu 25 Minuten. Diese Rechenzeit könnte für die klinische Praxis noch zumutbar sein.

Die Ergebnisse der mit dem OSEM-Algorithmus rekonstruierten PET/CT-Ganzkörperprotokoll-Aufnahmen wurden hinsichtlich der Verhältnisse der Maxima der verschiedenen Gefäße verglichen. Es wurde eine günstige Kombination ausgewählt. Die Ergebnisse der schwächungskorrigierten Aufnahmen wurden mit denen ohne Schwächungskorrektur gegenübergestellt.

Da auch bei den rekonstruierten PET/CT-Aufnahmen die beschriebenen Unzulänglichkeiten einer ersten Iteration vorhanden sind, werden diese Ergebnisse im weiteren Verlauf nicht diskutiert.

In Beziehung zum 35 ml Volumen erreichen die Gefäße mit 17,5 ml und 10 ml Volumen bei 8 Iterationen und 4 Subsets die größte Näherung. Das ist auch beim 3,5 ml Gefäß der Fall. Das niedrigste Verhältnis zu 35 ml findet sich bei 3,5 ml in der Kombination (2;4). Die anderen beiden Volumina nähern sich dem 35 ml Volumen bei 8 Iterationen und 8 Subsets am wenigsten an.

Die Schwankungen der Annäherungen der 4 rekonstruierten PET/CT-Aufnahmen mit dem Ganzkörperprotokoll (25 Minuten nach Abmessung der Aktivitätskonzentration, weitere 125 Minuten, weitere 200 Minuten, weitere 55 Minuten später) der Kombination aus 4 Iterationen und 8 Subsets reichen von 5,3 % beim 17,5 ml Volumen über 3,8 % beim 10 ml Volumen bis zu 4,3 % des 3,5 ml Gefäßes. Diese Werte sind der natürlichen Statistik des radioaktiven Zerfalls zuzuordnen.

Die Verhältnisswerte bei (4;8) geben die größte Näherung der Maxima an, sind aber im Vergleich zu der Kombination von 8 Iterationen und 4 Subsets um maximal 1 % größer. Der Unterschied ist deshalb nicht bedeutend. Das

Verhältnis der Maxima ist dagegen bei den kleinen Herden von 10 ml und 3,5 ml um bis zu 5 % größer.

Beim Ganzkörperprotokoll verhält sich die unkorrigierte Rekonstruktion beim 3,5 ml Volumen etwas genauer als die schwächungskorrigierte (Vergleich von Abb. 4-7 mit Abb. 4-8). Die Maximawerte der unkorrigierten Rekonstruktionen bei der Kombination (4;8) sind alle 10 % bis 15 % so hoch wie die der schwächungskorrigierten Rekonstruktion. Zwischen den Werten einer schwächungskorrigierten und einer unkorrigierten Rekonstruktion liegen Faktoren von 0,1 bis 0,15.

Die Ergebnisse der mit dem OSEM-Algorithmus rekonstruierten PET/CT-Hirnprotokoll-Aufnahmen sollten ebenso hinsichtlich der Verhältnisse der Maxima der verschiedenen Gefäße verglichen werden. Aus den Iteration/Subset-Kombinationen wurde eine Kombination ausgewählt, die realitätsnahe Ergebnisse erzielte. Die Ergebnisse der schwächungskorrigierten Aufnahmen wurden denen ohne Schwächungskorrektur gegenübergestellt. Damit wurde das Verhalten des OSEM-Algorithmus bei PET/CT-Aufnahmen bei verschiedenen Volumina mit gleicher Aktivitätskonzentration erkannt.

Ein Vergleich der Verhältniswerte der Maxima zum 35 ml Gefäß beim 3,5 ml Volumen zeigt eine Annäherung auf 4 % bis 10 %. Bei 10 ml werden sogar teilweise 100 % Näherung erreicht. Lediglich die Ergebnisse von (6;16) und (8;8) weichen im Ergebnis von den anderen Rekonstruktionskombinationen des Hirnprotokolls ab. Bei (6;16) und (8;8) fällt das Verhältnis der Maxima um 20 % bei 3,5 ml und um 10 % bei 10 ml niedriger aus.

Da die höchste Annäherung in dem bei Abschnitt 4.1 (S. 48) genannten konstanten Bereich liegt, kann nicht mit Sicherheit eine günstigste Kombination angegeben werden. Die Unterschiede im Verhältnis beim Vergleich mehrerer Iteration/Subset-Kombinationen liegen im Bereich der Statistik.

Bei den mit dem Hirnprotokoll erzielten Aufnahmen haben alle Maximawerte der unkorrigierten Rekonstruktion einen Anteil von 24 % bis 30 % bezüglich der schwächungskorrigierten Rekonstruktion. Das wirkt sich auf das Verhältnis der Maxima aus, die Werte sind beim 10 ml und 3 ml Volumen um 15 % bis 20 %

niedriger. Das 17,5 ml Gefäß zeigt dagegen beim Verhältnis keine bedeutenden Abweichungen. Bei 6 Iterationen und 16 Subsets wurden andere Ergebnisse ermittelt. Beim 10 ml Herd tritt ebenfalls keine Abweichung zum Verhältnis der schwächungskorrigierten Aufnahme auf und das 3,5 ml Gefäß geht bei der unkorrigierten Rekonstruktion eine um 10 % höhere Annäherung ein als bei der schwächungskorrigierten Aufnahme.

Im Folgenden werden die Ergebnisse der rekonstruierten Aufnahmen des Ganzkörper- mit denen des Hirnprotokolls verglichen. Schwerpunkt bilden dabei die Werte des Verhältnisses der Maxima der einzelnen Gefäße.

Das 10 ml Volumen nimmt dasselbe Verhältnis bei (6;16) im Hirn- als auch im Ganzkörperprotokoll ein. Bei (8;8) ergibt sich beim Hirnprotokoll eine um 5 % bessere Näherung. Beim 3,5 ml Herd ist ein Anstieg des Verhältnisses vom Ganzkörper- zum Hirnprotokoll bei (6;16) um 4 % und bei (8;8) um 10 % erkennbar. Einzig beim 17,5 ml Volumen kann von Konstanz der Werte gesprochen werden.

Bei den anderen Kombinationen ist die Maximaannäherung bei den Aufnahmen des Hirnprotokolls im Vergleich zum Ganzkörperprotokoll um 22,4 % bei (2;4) bis zu 29,4 % bei (8;16) beim 3,5 ml Gefäß höher. Dieser Vergleich fällt beim 10 ml Herd um 11,4 % bei (6;6) bis zu 18,9 % bei (2;8) ebenfalls höher aus. Der kleine Herd (3,5 ml) wird folglich beim Hirnprotokoll um nochmals 10 % besser bewertet als der mittlere Herd (10 ml). Keine auffälligen Unterschiede können beim 17,5 ml Gefäß festgestellt werden.

Die gezogenen Vergleiche erklären die unterschiedlichen Darstellungen der Reihen in 3D-Diagrammen (Abb. 4-6 und Abb. 4-9). Sind beim Diagramm des Ganzkörperprotokolls die Reihen separat dargestellt, so folgt im Diagramm des Hirnprotokolls eine Überschneidung aller drei Reihen an verschiedenen Stellen. Insgesamt wird jedoch auch beim Hirnprotokoll die gleiche Reihenfolge in der Genauigkeit der Berücksichtigung der Herdvolumina bei der Rekonstruktion erzielt.

Ein Vergleich der Verhältniswerte innerhalb der Aufnahmen des Ganzkörper- und des Hirnprotokolls bei den Kombinationen außerhalb von (6;16), (8;8) und

der ersten Iteration zeigt Unterschiede, die auf der Statistik des radioaktiven Zerfalls basieren.

Werden bei den unkorrigierten Aufnahmen der beiden Protokolle ebenso die Verhältniswerte der Maxima miteinander verglichen (Abb. 4-8 und Abb. 4-10), so ergibt sich beim Hirnprotokoll beim 10 ml Gefäß eine größere Annäherung um höchstens 5 % und beim 3,5 ml Gefäß um maximal 10 %. Der Vergleich der Maxima des 17,5 ml Gefäßes zum 35 ml Gefäß zeigt zwischen den Protokollen dagegen keine nennenswerten Unterschiede.

Der OSEM-Algorithmus rekonstruiert kleine Herde der PET/CT-Aufnahmen besser als die der SPECT-Rohdaten. Für die Rekonstruktion der PET/CT-Bilder wird eine maximale Zeit von etwa 3 Minuten benötigt.

Rekonstruktionen der Aufnahmen des Hirnprotokolls sind aufgrund der größeren Matrix und damit höheren Auflösung genauer als Rekonstruktionen aus Rohdaten der Ganzkörperprotokollaufnahmen. Das abweichende Verhalten bei den Kombinationen (6;16) und (8;8), ist aktuell nicht näher erklärbar.

Die mit dem SIRT-Algorithmus rekonstruierten Aufnahmen beinhalteten ein 35 ml und ein 10 ml großes Gefäß. Die Annäherung der Maxima der beiden Herde stellte den Schwerpunkt bei der Untersuchung dieser rekonstruierten Aufnahmen.

Beim SIRT-Algorithmus lässt sich eine gute Annäherung der Maxima zueinander feststellen, darauf lässt ein Verhältnis von 81,3 % bei 10000 Iterationen aus Version 1 schließen. Für die 10000 Iterationen wurde allerdings eine Rechenzeit von einer Woche benötigt.

Die Version, die eine kreisförmige Divergenz im Algorithmus einfließen lässt, erzielte nach 2000 Iterationen eine größere Annäherung der Maxima, brauchte aber eine längere Rechenzeit als die anderen beiden Möglichkeiten der Version 2. Das Ergebnis ergab allerdings eine geringere Annäherung von 15 % im Vergleich zu Version 1. Bei dieser Annäherung waren die Rohdaten ausiteriert und der Algorithmus begann die Näherung wieder rückläufig werden zu lassen. Werden die Werte der Annäherungen der Herde der beiden

Versionen miteinander verglichen, so findet bei Version 2 eine um etwa einem Zehntel geringere Annäherung der Herde statt als bei Version 1.

Bei den mit dem ReSPECT-Algorithmus rekonstruierten Aufnahmen sollten die Verhältnisswerte der Maxima der Anreicherungen zwischen den Lutetium-, Technetium- und Iodaufnahmen verglichen werden. Daraus kann geschlussfolgert werden, welches auf ein entsprechendes Nuklid spezialisiertes Rekonstruktionsprotokoll die verschiedenen Herde mit gleicher Aktivitätskonzentration genauer berücksichtigt. Die Rechenzeit für die Rekonstruktion war für jedes Protokoll ähnlich und lag bei ca. 2 Minuten.

Die Lutetium-Aufnahme erreichte die größte Annäherung der Maximawerte. Die anderen beiden Aufnahmen geben verschiedene Ergebnisse wieder. So ist eine Abweichung der Annäherung der Maximawerte von 25,7 % und 19,5 % beim 17,5 ml Technetium-Aufnahme zu erkennen. Die Iod-Aufnahme zeigt bei diesem Volumen keine Abweichung. Bei 9 ml bringt es die Rekonstruktion von den Technetium-Aufnahmen auf eine Abweichung von 10 % und 4 %, bei Iod lediglich von 17,7 %. Das 4 ml Gefäß wird dagegen mit einem ähnlicheren Verhalten der Maxima rekonstruiert: 67,6 % Abweichung bei  $^{131}\text{I}$  und 49,6 % und 45,2 % bei  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . Bei Iod ist noch anzumerken, dass in den rekonstruierten Bildern die Anzahl der Counts in den Pixeln relativ niedrig ist. Das ist bei Lutetium und Technetium besser. Werden Tomogramme von Patienten mit einer Jodtherapie mit ReSPECT rekonstruiert, so ist die Anzahl der Counts noch geringer und kleine Abweichungen von ein paar wenigen Counts in aufeinanderfolgenden Bildern eines Herdes würden eine höhere Abweichung als 10 % bewirken.

Das gute Ergebnis beim 9 ml Volumen kann darauf zurückgeführt werden, dass ein Schnittbild inmitten des länglichen Gefäßes rekonstruiert wurde. Dadurch kommt eine Bildfolge wie in Abb. 4-18 zu Stande.

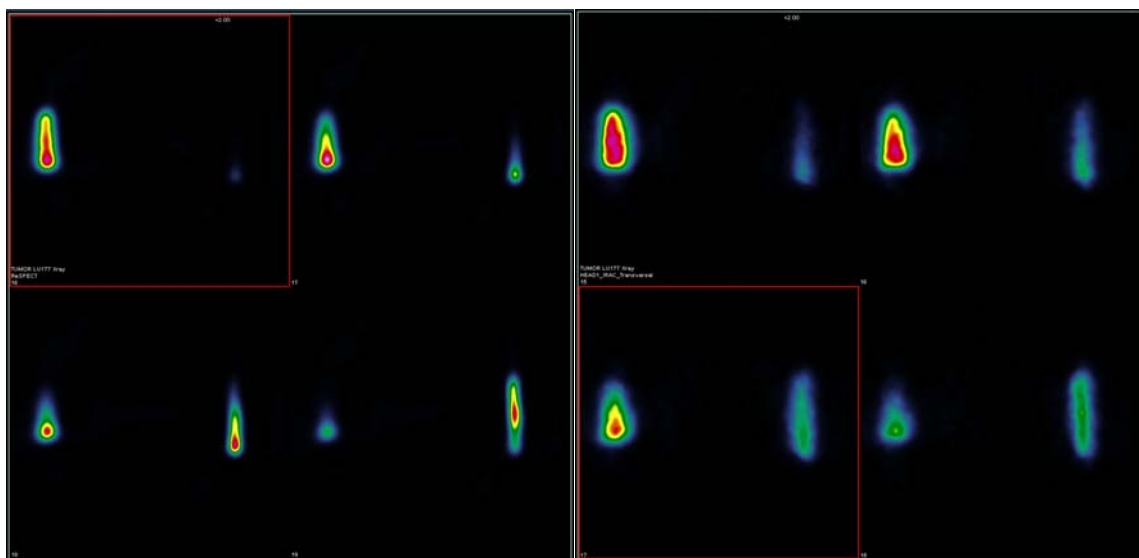
Wenn die SPECT-Aufnahmen verglichen werden, so berücksichtigt der ReSPECT-Algorithmus die Herde am besten. Der OSEM-Algorithmus zeigt bei großen Herden nur eine geringere Annäherung der Maxima, kleine Herde

würden noch weniger berücksichtigt werden. So kann für OSEM bei kleinen Herden eine Annäherung von 20 % - 25 % angenommen werden. Damit erreicht der ReSPECT-Algorithmus bei größeren Herden eine um 20 % größere Annäherung der Maxima und bei kleineren Herden eine Annäherung um 40 %.

Das realitätsnahe Ergebnis der ReSPECT-Rekonstruktion der  $^{177}\text{Lu}$ -Aufnahme führte zu den weiteren Untersuchungen mit  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  und  $^{131}\text{I}$ . Aufgrund der Ergebnisse der mit dem OSEM-Algorithmus rekonstruierten Aufnahme von  $^{177}\text{Lu}$  wurden keine Rekonstruktionen der Aufnahmen der anderen beiden Nuklide durchgeführt.

Wie in Abb. 5-1 zu erkennen, stellen die mit ReSPECT rekonstruierten Bilder eine homogenere Verteilung im Herd dar als die mit OSEM erstellten Abbildungen. Abb. 5-1 zeigt links die mit dem ReSPECT-Algorithmus rekonstruierte Abbildung und rechts die OSEM-Abbildung. Es ist die 10 ml und 35 ml Volumen Aufnahme von  $^{177}\text{Lu}$ . OSEM gibt kontrastärmere Ränder wieder und in den Maximabereichen scheinen sich mehrere kleine Maxima zu befinden.

Der SIRT-Algorithmus gibt ebenso bessere Bilder als der OSEM-Algorithmus wider, beansprucht aber zu viel Rechenzeit. Deshalb ist der SIRT-Algorithmus nicht praktikabel und es wurden keine weiteren Aufnahmen diesem Algorithmus zur Rekonstruktion unterzogen.



**Abbildung 5-1:** 10 ml und 35 ml  $^{177}\text{Lu}$ -Aufnahme, Links: rekonstruiert mit ReSPECT, rechts: dieselbe Aufnahme rekonstruiert mit OSEM

Das PET/CT zeigt mit dem OSEM-Algorithmus rekonstruierten Bildern höhere Annäherungen der Maxima. Eine unterschiedliche Berücksichtigung der Gefäße mit gleicher Aktivitätskonzentration tritt auch bei PET/CT-Aufnahmen auf, besonders bei Aufnahmen mit dem Ganzkörperprotokoll. Hirnprotokollaufnahmen minimieren diese Effekte.

## 6 Schlussfolgerungen und Ausblick

Das Ziel, einen alternativen Rekonstruktionsalgorithmus zu finden, wurde erreicht. Der ReSPECT-Algorithmus berücksichtigt kleinere Herde stärker, als der im aktuellen Standard verwendete OSEM-Algorithmus. Das ist bei einem Vergleich der Maxima der verwendeten Volumina gut sichtbar. Zwar gibt der OSEM-Algorithmus eine gute Ortsauflösung wieder, doch sobald Informationen für eine Dosimetrie ermittelt werden, versagt dieser.

Der getestete SIRT-Algorithmus stellt keine Alternative für den klinischen Einsatz dar, da dessen Rechenzeit mit einer Woche viel zu hohe Dimensionen annimmt. Geht man von einer akzeptablen Rekonstruktionszeit von maximal einer Stunde aus, bleibt dessen Einsatz für Matrizen in der Größe der medizinischen Diagnostik außen vor. Lediglich bei der Handkamera, getestet bei Lindner [6], könnte sein Einsatzbereich liegen. Die dort verwendeten Matrizen sind weitaus kleiner und die Rechenzeit verkürzt sich.

Bei PET/CT-Untersuchungen hat sich der OSEM-Algorithmus durchgesetzt. Beim Ganzkörperprotokoll hat sich die in der Normeinstellung befindliche Kombination aus 4 Iterationen und 8 Subsets als angemessen erwiesen und beim Hirnprotokoll kann die im Alltag verwendete Rekonstruktion mit 8 Iterationen und 4 Subsets weiterhin empfohlen werden. Da bei Aufnahmen mittels PET/CT nur kurzlebige Nuklide zum Einsatz kommen, besitzt die Dosimetrie nicht den Stellenwert wie bei Nuklidtherapien. Demzufolge ist der OSEM-Algorithmus ausreichend und es bedarf bei PET/CT-Aufnahmen keinerlei Untersuchungen bezüglich verschiedener Rekonstruktionsalgorithmen.

Der OSEM-Algorithmus arbeitet bei PET/CT-Tomogrammen genauer als bei SPECT-Aufnahmen. Der Grund liegt im Aufnahmeverfahren der PET/CT-Scanner. Der Detektorring, die gleichzeitige Datenaufzeichnung aus allen Projektionswinkeln und die Filterung der wahren Koinzidenzen bringen eine höhere Auflösung als das SPECT-Aufnahmeverfahren mit sich. Beim SPECT-Verfahren ist nur aus einer Reihe nacheinander aufgenommener Projektionen eine Rekonstruktion zu einem dreidimensionalen Bild möglich. Hinzu kommt, dass bei PET/CT-Untersuchungen kein Kollimator verwendet werden muss, der



die Auflösung verringert. Der OSEM-Algorithmus berücksichtigt fast keine physikalischen Gegebenheiten. Dieser Nachteil wird bei PET/CT-Aufnahmen durch die höhere Auflösung minimiert.

Der ReSPECT-Algorithmus stellt in der aktuellen Version eine gute Alternative dar. Weitere Untersuchungen müssten folgen um das gegenwärtige Ergebnis zu unterstützen. Es ist ratsam mit der Firma Scivis weiterhin in Kontakt zu bleiben und die Entwicklung des Algorithmus zu begleiten. Wenn damit kleine Herde in deren Maximum weiter angehoben werden können, ist die Grundvoraussetzung des für eine Dosimetrie entsprechend benötigten Bildes gegeben. Auch die 12 Voxel Methode wird mit dem neuen Algorithmus Anwendung finden. Bei kleinen Herden, bei denen die Pixelwerte im Bereich um das Maximum herum einen größeren Unterschied zum Maximum selbst zeigen, wird eine Methodik noch zu ermitteln sein. Eine Möglichkeit kann die Berücksichtigung mehrere über den Herd verteilte große Pixelwerte bieten. Als Beispielbild dazu dient Abb. 4-18. Die Pixelgröße beträgt 0,442 cm mal 0,442 cm. Wenn ein Herd von 3 mm Durchmesser für den Rekonstruktionsalgorithmus nahe der Grenzen der Pixel liegt, kann dieser Herd in 2, 3 oder 4 Pixeln dargestellt werden. Das sind Vorgänge im Grenzbereich der Auflösung rekonstruierter SPECT-Bilder. Sehr viele kleine Tumore bilden Volumina von wenigen Millilitern Volumen aus. Bezüglich eines Rekonstruktionsprozesses und einer Möglichkeit der Dosimetrie wird dieser Bereich in der Zukunft erforscht werden.

## Literaturverzeichnis

- [1] Bundesministerium der Justiz: Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen, StrlSchV – Strahlenschutzverordnung. URL: [http://bundesrecht.juris.de/strlschv\\_2001/index.html](http://bundesrecht.juris.de/strlschv_2001/index.html), verfügbar am 27.09.2010
  
- [2] Zschocke, Rocco: Dosisverifikation bei der Radiojodtherapie gutartiger Schilddrüsenerkrankungen mit bildgebenden Verfahren. – 2005. – 126 S. Zwickau, Westsächsische Hochschule (FH), Physikalische Technik / Informatik, Diplomarbeit, 2005
  
- [3] Scholz, Thomas: Dosisverifikation der Radiojodtherapie von Schilddrüsenerkrankungen unter Anwendung des MIRD – Modells (OLINDA/EXM) - Methodenvergleich -. – 2007. – 136 S. Zwickau, Westsächsische Hochschule (FH), Physikalische Technik / Informatik, Diplomarbeit, 2007
  
- [4] Rollemann, Edgar: Amifostine protects rat kidneys during peptide receptor radionuclide therapy with [ $^{177}\text{Lu}$ -Dota<sup>0</sup>,Tyr<sup>3</sup>]octreotate. In: European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging. – Berlin [u.a.] : Springer. - 34 (2007)5, S. 763-771
  
- [5] Bock, Kerstin: Möglichkeiten und Grenzen der Ableitung von quantitativen Parametern aus nuklearmedizinischen tomografischen Studien. – 2009. – 110 S. Halle/Wittenberg, Martin-Luther-Universität, Physik, Diplomarbeit, 2009

- [6] Lindner, Ulrike: Entwicklung von Aufnahme- und Auswertalgorithmen zur Bestimmung von zu therapierenden Volumina bis 20 ml mit nuklearmedizinischen bildgebenden Verfahren. – 2009. – 130 S. Halle/Wittenberg, Martin-Luther-Universität, Physik, Diplomarbeit, 2009
  
- [7] Dornack, Caroline: Vergleichende intratherapeutische Untersuchungen zur globalen und herdbezogenen Dosimetrie bei der Radioiodtherapie benigner Schilddrüsenerkrankungen. – 2010. – 156 S. Halle/Wittenberg, Martin-Luther-Universität, Physik, Diplomarbeit, 2010
  
- [8] Weber, Beatrice: Modelle zur Ermittlung der Ganzkörperexposition sowie zur Organdosimetrie bei der Nuklidtherapie. – 2010. – 109 S. Zwickau, Westsächsische Hochschule (FH), Physikalische Technik / Informatik, Bachelorarbeit, 2010
  
- [9] Schicha, Harald; Schober, Otmar: Nuklearmedizin : Basiswissen und klinische Anwendung. 5. Aufl. Stuttgart [u.a.] : Schattauer, 2003
  
- [10] Krummeich, Christof; Petzold, Jürgen: Physikalische Technik der Nuklearmedizin MPT0009. 6. Aufl. TU Kaiserslautern, Studienbrief, 2009
  
- [11] Büll, U.; Schicha, H.: Nuklearmedizin : 113 Tabellen. 1. Aufl. Stuttgart [u.a.] : Georg Thieme Verlag, 1994
  
- [12] Geworski, Lilli; Knoop, Bernd: Bildgebende Messtechnik in der Nuklearmedizin. 1. Aufl. München [u.a.] : W. Zuckschwerdt Verlag, 2005

- [13] Eschner, Wolfgang: Entwicklung eines Verfahrens zur räumlichen Bestimmung der Verteilung des inkorporierten Radiopharmakons bei der Szintigraphie mit einer rotierenden Gammakamera (SPECT). – 1991. – 127 S. Göttingen, Georg-August-Universität, Mathematisch-Naturwissenschaftliche Fachbereiche, Dissertation, 1991
- [14] Stroppe, Heribert: Physik für Studenten der Natur- und Technikwissenschaft. 5. Aufl. Leipzig : VEB Fachbuchverlag Leipzig, 1984
- [15] Wintermantel, Erich; Ha, Suk-Woo: Medizintechnik : Life Science Engineering. 5. Aufl. Berlin [u.a.] : Springer, 2009
- [16] Universitätsklinikum Leipzig, Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin: Technische Ausstattung für Patientendiagnostik. URL: <[http://nuklmed.uniklinikum-leipzig.de/\\_patienten/gereatetechnik.html](http://nuklmed.uniklinikum-leipzig.de/_patienten/gereatetechnik.html)>, verfügbar am 27.09.2010
- [17] Danckwardt, Erik: SIRT (Prinzip). Word Dokument, persönliche Kommunikation, Juni 2010
- [18] Engeland, Uwe: Beschreibung ReSPECT. Word Dokument, persönliche Kommunikation, September 2010
- [19] Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit: Richtlinie „Strahlenschutz in der Medizin“ (zur StrlSchV). URL: <<http://www.bmu.de/strahlenschutz/doc/5613.php>>, verfügbar am 27.09.2010

## A.1 SPECT-Ergebnisse

**Tabelle A-1: Ergebnisse der mit OSEM rekonstruierten SPECT-Aufnahme, Angaben in Counts, Halbwertsbreite (Hwb) in Pixelnummer angegeben**

Iter, Sub	1		2		3		4		5		8		10		15		30		40		60		100	
	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.
Ø	82	95	58	73	118	69	298		62	722		168	979	327	1022	404	ähnlich    ähnlich    ähnlich    ähnlich							
Ø (4 Pix)	131	100	162	91	221	90	502		117	1770		401	2286	796	2299	924								
max	133	101	167	93	232	94	529		126	1884		507	2442	918	2406	1085								
min (4 Pix)	127	96	152	89	200	84	453		103	1612		231	2108	627	2110	605								
Hwb	35-44	80-87	35-43	80-87	35-43	80-87	35-43		80-87	37-42		81-86	37-42	81-86	37-42	81-86	37-42	81-86						
0,76		0,56		0,41		0,24		0,27		0,38		0,45												
2	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.
	113	73	191	70	446	87	800	166	1501		599													
Ø (4 Pix)	162	91	330	97	733	150	1285	265	2348		930													
max	167	93	347	104	775	165	1372	303	2502		1048													
min (4 Pix)	152	86	300	84	656	133	1152	223	2174		788													
Hwb	36-43	80-87	36-43	81-86	36-43	80-87	42	86	37-42		81-86													
0,56		0,3		0,21		0,22		0,42																

Iter, Sub 3	1		2		3		4		5		8		10		15		30		40		60		100		
	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	
Ø	118	68	446	86	964	221																			
Ø (4 Pix)	224	90	734	149	1542	347																			
max	232	93	777	164	1653	400																			
min (4 Pix)	208	82	656	127	1398	289																			
Hwb	36-43	80-87	36-43	80-87	37-42	81-86																			
0,40,210,24																									
4 Ø Ø (4 Pix) max min (4 Pix) Hwb	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	
			800	166					1473	626															
			1286	266					2299	949															
			1373	303					2413	1125															
			1153	224					2124	808															
			36-42	81-86					36-42	81-86															
0,220,47																									
5 Ø Ø (4 Pix) max min (4 Pix) Hwb	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	
	196	62					1493	619			1434	644													
	503	117					2330	955			2217	998													
	531	127					2463	1079			2301	1112													
	455	104					2127	741			2068	798													
	35-43	80-87					37-42	81-86			36-43	82-86													
0,240,440,48																									
8 Ø Ø (4 Pix) max min (4 Pix) Hwb	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	
					1453	621					1441	661													
					2263	970					2158	1038													
					2373	1082					2350	1148													
					2103	827					1966	862													
					36-43	81-86					36-42	82-86													
0,460,49																									

0,38

Iter, Sub	1		2		3		4		5		8		10		15		30		40		60		100									
	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.								
60																																
Ø																																
Ø (4 Pix)																																
max	ähnlich		ähnlich												4175		1498				4532		1775		4702		2003					
min (4 Pix)																																
Hwb																																
													0,36								0,39								0,43			
102	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.	gr.	kl.								
Ø																																
Ø (4 Pix)																																
max	ähnlich		ähnlich																		4378		1728		4496		1882		4599		2040	
min (4 Pix)																																
Hwb														0,39						0,42						0,44						



## A.2 PET-Ergebnisse

Tabelle A-2: Ergebnisse des mit OSEM rekonstruierten Tomogramms nach Aufnahme im Ganzkörperprotokoll

Subsets											
Iterationen		Vol	1	2	4				5	6	8
4	35 ml	7044		8076					8388		11411
	17,5 ml	6413 91,0 %	7800 96,6 %						8030 95,7 %		11274 98,8 %
	10 ml	5068 71,5 %	6523 80,7 %						7001 83,5 %		9531 83,5 %
	3,5 ml	2573 36,5 %	4852 60,1 %						5450 65,0 %		7778 68,2 %
8	35 ml		8336	1	2	3	4			11649	8949
	17,5 ml		7983 95,8 %	86459	38955	11263	8684			11221 96,6 %	8096 90,5 %
	10 ml		6862 82,3 %	84923 98,2 %	38681 99,0 %	10980 97,5 %	8133 93,7 %			9638 82,7 %	7004 78,3 %
	3,5 ml		5434 65,2 %	67729 78,3 %	31966 82,1 %	9173 81,4 %	6982 80,4 %			7730 66,4 %	5693 63,6 %
				59169 68,4 %	26832 68,9 %	7659 68,0 %	5619 64,7 %				
				uncorr.	uncorr.	uncorr.	uncorr.				
				11399	5002	1412	998				
				10968 96,2 %	5001 99,2 %	1360 96,3 %	940 94,2 %				
16	35 ml	8428								11717	11934
	17,5 ml	8044 95,4 %								11361 97,0 %	11284 94,5 %
	10 ml	6871 81,5 %								9670 82,5 %	9655 80,9 %
	3,5 ml	5084 60,3 %								7918 67,6 %	7819 66,4 %

	Subsets														
Iterationen		Vol	1		2		5		4		6		8		
	4	35 ml	2785		3197		3292		3269				3370		
		17,5 ml	2569	92,3 %	3096	96,8 %	3086	93,7 %	3098	94,8 %			3116	92,5 %	
		10 ml	2380	85,5 %	3097	96,9 %	3297	100,2 %	3309	101,2 %			3254	96,6 %	
		3,5 ml	1466	52,6 %	2634	82,4 %	3052	92,7 %	3014	92,2 %			3120	92,6 %	
								uncorr. 968							
								962 99,4 %							
								755 78,0 %							
								736 76,0 %							
	8	35 ml	4870		3234				3377		3412		5389		
		17,5 ml	4808	98,7 %	3117	96,4 %			3144	93,1 %	3174	93,0 %	4886	90,7 %	
		10 ml	4127	84,7 %	3272	101,2 %			3227	95,6 %	3212	94,1 %	4440	82,4 %	
		3,5 ml	3542	72,7 %	3022	93,4 %			3119	92,4 %	3160	92,6 %	3931	72,9 %	
									uncorr. 956		uncorr. 956				
									939 98,8 %		931 97,4 %				
									783 81,9 %		789 82,2 %				
									699 73,1 %		751 78,6 %				
16	35 ml	3244						5490		3453					
	17,5 ml	3085	95,1 %					4995 91,0 %		3173 91,9 %					
	10 ml	3266	100,7 %					4532 82,6 %		3241 93,9 %					
	3,5 ml	3145	97,0 %					3934 71,7 %		3313 96,0 %					
			uncorr. 974					uncorr. 971							
			968 99,4 %					945 97,3 %							
			762 78,2 %					799 82,3 %							
			764 78,4 %					788 81,2 %							

## Anhang B: SIRT-Algorithmus

**Tabelle B-1: Ergebnisse der mit SIRT rekonstruierten SPECT-Aufnahme**

Version 1							
Iterationen		1000	2000	3000	4000	5000	
	10 ml:	3470	10 ml: 4600	10 ml: 5250	10 ml: 5750	10 ml: 6100	
	35 ml:	5965 58,20%	35 ml: 7050 65,20%	35 ml: 7650 68,60%	35 ml: 8050 71,40%	35 ml: 8400 72,60%	
Iterationen		6000	7000	8000	9000	10000	
	10 ml:	6400	10 ml: 6700	10 ml: 6900	10 ml: 7200	10 ml: 7400	
	35 ml:	8600 74,40%	35 ml: 8800 76,10%	35 ml: 8900 77,50%	35 ml: 9050 79,60%	35 ml: 9100 81,30%	
Version 2		10000					
	10 ml:	585					
	35 ml:	869 67,30%					

## Anhang C: ReSPECT-Algorithmus

Tabelle C-1: Ergebnisse der mit ReSPECT rekonstruierten <sup>177</sup>Lu-SPECT-Aufnahme

Lu 177							
<b>35 ml</b>		Max	458	<b>10 ml</b>		Max	390
14	Ø	409,25		18	Ø	354,75	
	Σ	1637			Σ	1419	
13	Max	383	416,33	19	Max	364	<b>370,67</b>
	Ø	349,5	376,42		Ø	314,75	<b>315,08</b>
	Σ	1398	1505,67		Σ	1259	<b>1260,33</b>
15	Max	408		20	Max	358	
	Ø	370,5			Ø	275,75	
	Σ	1482			Σ	1103	
16	Max	419					
	Ø	364,25					
	Σ	1457					
17	Max	450	405,33				
	Ø	400,25	357,50				
	Σ	1601	1430,00				
18	Max	347					
	Ø	308					
	Σ	1232					
			<b>410,83</b>				<b>0,9022</b>
			<b>366,96</b>				<b>0,8586</b>
			<b>1467,83</b>				<b>0,8586</b>

**Tabelle C-2: Ergebnisse der mit ReSPECT rekonstruierten zwei <sup>99m</sup>Tc-SPECT-Aufnahmen**

Tc

Aufnahme 1

50 ml			9 ml			4 ml			17,5 ml		
Max.	10588		Pixelwerte	9211		Pixelwerte	6526		Max.	8134	
18 Ø	925,25			7760			4119		30 Ø	6141,5	
Σ	35717			7382			3962		Σ	24566	
				7186			4845				
Max.	9129	<b>8828,33</b>		8162	<b>7940,9</b>		4714	<b>4833,2</b>	Max.	5659	<b>6561,3</b>
19 Ø	7367,75	<b>4819,17</b>		7364					29 Ø	3904,75	<b>5016,6</b>
Σ	29471	<b>29948,67</b>		8706	<b>0,8995</b>			<b>0,5475</b>	Σ	15619	<b>20066,3</b>
				11337							
Max.	6768			6769					Max.	5891	<b>0,7432</b>
20 Ø	6164,5			5532					31 Ø	5003,5	
Σ	24658								Σ	20014	

Aufnahme 2

50 ml			9 ml			4 ml			17,5 ml		
Max.	12808		Pixelwerte	15183		Pixelwerte	4073		Max.	7034	
15 Ø	10402,75			11391			5890		30 Ø	5435	
Σ	41611			6914			4395		Σ	21740	
				12555			7585				
Max.	11396	<b>10755,67</b>		8661			5173	<b>5423,2</b>	Max.	11133	<b>8654,67</b>
16 Ø	9342	<b>8971,75</b>		9295	<b>10324,5</b>				29 Ø	8720,5	<b>6991,42</b>
Σ	37368	<b>35887</b>		8600				<b>0,5042</b>	Σ	24882	<b>24632,33</b>
				11328							
Max.	8063			10369	<b>0,9599</b>				Max.	7797	<b>0,8047</b>
17 Ø	7170,5			6423					31 Ø	6818,75	
Σ	28682			9572					Σ	27275	
				11996							
				11932							



## Erklärung zur selbstständigen Anfertigung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Diplomarbeit selbstständig angefertigt habe. Es wurden nur die in der Arbeit ausdrücklich benannten Quellen und Hilfsmittel benutzt. Wörtlich oder sinngemäß übernommenes Gedankengut habe ich als solches kenntlich gemacht.

Mittweida,\_\_\_\_\_

Ort, Datum

\_\_\_\_\_

Unterschrift